

SENSAÇÃO FANTASMA: AVANÇOS DA ESTIMULAÇÃO ELETROTÁCTIL NO ESTUDO DE PROPRIOCEPÇÃO ARTIFICIAL

Percy Nohama¹ e Alberto Cliquet Jr.²

RESUMO -- A estimulação eletrotáctil tem se mostrado eficiente na substituição de canais sensoriais como a visão e a audição e desponta como um método promissor para restauração das funções proprioceptivas e cinestésicas em pacientes com lesões medulares. Este artigo descreve os principais métodos e técnicas desenvolvidos com o intuito de criar artificialmente mas de forma realística sensações de movimento, posição e força exercidos pelos membros quando ativados também artificialmente. Enfatizam-se os métodos que empregam o conceito de sensação fantasma, particularmente, o fenômeno Phi táctil e o efeito de saltação táctil, por se constituírem nas técnicas menos exploradas até o presente e com efeitos mais próximos às propriedades proprioceptivas.

Palavras-chave: Propriocepção, Estimulação eletrotáctil, Fenômeno Phi táctil.

INTRODUÇÃO

Como um indivíduo mediano possui cerca de 2 m² de pele (Gibson, 1968), mesmo quando um dos sentidos primários (visão, audição, propriocepção, tacto) é perdido ou fica extremamente debilitado, a sensação táctil (se devidamente codificada) pode servir como um canal de entrada sensorial, alternativo ou suplementar, para amplificar ou substituir informações que seriam destinadas aos outros sentidos (Geldard, 1957, 1960; Saunders, 1983). Os painéis tácteis podem ser dispostos sob as roupas (ou implantados), para evitar alterações cosméticas, rejeição por parte do usuário e preconceitos sociais; podem ser leves e pequenos; podem fornecer grandes quantidades de informação altamente compactadas dentro da faixa de resposta espaço-temporal útil, contendo sinais relativamente isentos de ruídos ambientais (Mason e Mackay, 1976; Szeto e Saunders, 1982; Riso *et al.*, 1989), liberando os demais sentidos para outras e, quiçá, mais importantes tarefas. Por exemplo, as informações disponíveis para um piloto de caça recaem, fundamentalmente, sobre a transmissão visual direta. Mas a tarefa de efetuar a varredura dos instrumentos essenciais através dos múltiplos painéis é extremamente fatigante. Estatisticamente, as colisões aéreas podem ser atribuídas à insuficiência visual do ambiente externo (Hirsch, 1973). Para superar essa limitação, painéis sensíveis a outras modalidades que não a visão vêm sendo pesquisados com o objetivo de apresentar continuamente informações ao piloto, independentemente da posição da cabeça ou orientação de seus olhos (Hirsch, 1973; Triggs *et al.*, 1973; Collins e Madey, 1974). Problema semelhante

¹ Professor Titular do Depto. de Informática, PPGIA, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC PR). Rua Imaculada Conceição 1155, Prado Velho, Curitiba, PR, CEP 80215-901.

² Professor Livre-Docente do Depto. de Engenharia Biomédica, FEEC, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). C.P. 6040, Campinas, SP, CEP 13081-970.

associado ao reflexo rápido enfrentam os pilotos de corridas automobilísticas, tais como as fórmulas F-1 e Indy. Astronautas no espaço enfrentam a falta de sensação no contacto com os objetos, pois suas luvas, grossas e pressurizadas, também reduzem a sensação táctil. Em qualquer dos casos, a comunicação táctil pode fornecer rápida e precisamente uma informação essencial para funcionamento da máquina e vital para os tripulantes. Ao contrário da audição e da visão, a sensação táctil não é costumeiramente prejudicada por rápidos e constantes estímulos ambientais (Szeto e Farrenkopf, 1992). Os painéis tácteis oferecem vantagens sobre os mostradores auditivos porque não interferem na comunicação falada e podem dispor da informação presente por meio de um padrão espacial.

Além disso, os sistemas de substituição baseados no tacto podem ser usados como realimentação sensorial em próteses neurais, membros artificiais, mãos (e pés) insensíveis devido ao "Mal de Hansen", codificadores artificiais de voz para percepção da fala, leitura para cegos, aplicações em telepresença e ambientes virtuais (Hirsch, 1973; Riso *et al.*, 1989; Szeto e Farrenkopf, 1992, Durlach e Mavor, 1995; Kaczmarek e Bach-y-Rita, 1995) e até mesmo em comunicações secretas voltadas às aplicações militares (Foulke, 1964; Riso *et al.*, 1991). Aplicando estímulos bem controlados na superfície da pele, torna-se possível gerar sensações seguras e confortáveis. Se produzidos por estimulação mecânica, a sensação é determinada por propriedades mecanorreceptoras e mecanismos do sistema nervoso central (Vallbo e Johansson, 1984). Se produzida por estimulação elétrica, a corrente, passando através da pele excita as fibras nervosas aferentes diretamente (Butikofer e Lawrence, 1978; Riso, 1988; Szeto e Riso, 1990). Usualmente, as grandezas que levam as informações da estimulação eletrocutânea são: frequência, amplitude e posição (Tanie *et al.*, 1977).

As características psicofísicas da estimulação táctil vêm sendo estudadas durante os últimos 25 anos, dos quais se podem extrair algumas observações importantes: possibilidade de plasticidade do sistema neural (Collins e Bach-y-Rita, 1973; Solomonow *et al.*, 1979; Solomonow e Conaway, 1983), aumento da sensibilidade com o treino (Solomonow *et al.*, 1979; Solomonow e Prados, 1982; Szeto e Chung, 1986); capacidade de processar informação dependente da quantidade de canais estimulatórios (Kaczmarek e Bach-y-Rita, 1995); disparidade na eficiência entre os vários métodos desenvolvidos no que tange à transmissão de informação (Szeto e Lyman, 1977; Szeto e Saunders, 1982; Szeto e Farrenkopf, 1992).

Diversos grupos vêm investigando o emprego de painéis tácteis em comunicação sensorial, destacando-se as pesquisas de Geldard, Sherrick, Solomonow, Szeto, Bach-y-Rita, Neuman e Kaczmarek. A maioria vêm tentando aumentar ou substituir os dois canais sensoriais mais evidenciados: a visão (Bach-y-Rita *et al.*, 1969; White *et al.*, 1970; Collins, 1971; Melen e Meindl, 1971; Collins e Madey, 1974; Dobelle *et al.*, 1974; Mladejovsky *et al.*, 1976; Jansson, 1983; Tachi *et al.*, 1982, 1985; Antonino e Cliquet Jr., 1992; Fonseca *et al.*, 1994) e a audição (Sherrick, 1984; Szeto e Christensen, 1988). Tanto sistemas de estimulação mecânica quanto elétrica têm sido testados e diferentes códigos de transmissão de informação propostos (Geldard e Sherrick, 1965; Alles, 1970; Saunders e Collins, 1971; Sherrick, 1975; Solomonow *et al.*, 1977, 1978; Szeto e Lyman, 1977; Szeto *et al.*, 1979; Kaczmarek *et al.*, 1985; Verillo, 1985; Nunziata *et al.*, 1989; Perez e Weed, 1991, Nohama 1997). Revisões detalhadas podem ser encontradas em Pfeiffer (1968); Szeto e Saunders (1982); Szeto e Riso (1990); Kaczmarek *et al.* (1991) e Kaczmarek e Bach-y-Rita (1995).

Apesar das inúmeras vantagens que apresentam, poucos sistemas de substituição sensorial baseados em painéis tácteis conquistaram grande aceitação (Riso *et al.*, 1989), exceção ao Optacon® e ao Tacticon®. Eles apresentam inconveniências como colocação e retirada dos eletrodos todos os dias, assim como ocasionalmente geram sensações desconfortáveis. É difícil colocar os eletrodos exatamente no mesmo local, manter a mesma hidratação da pele e a mesma pressão contra a pele.

Por outro lado, a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) vem se mostrando um método eficiente na restauração funcional de membros paralisados (figura 1), decorrentes de lesão medular (Hoshimiya *et al.*, 1986). Porém, nos casos, em que além da função motora, o paciente perde também a função sensorial, a restauração da sensação dos movimentos produzidos artificialmente pela EENM exigiria um elo de realimentação sensorial. Com essa componente, seria possível evocar propriocepção artificialmente através de imagens codificadas, em uma região do corpo com suficiente sensibilidade táctil. Essas figuras poderiam representar movimento, posição, força, ângulo, momento, ... de braços e pernas e suas articulações (Nohama *et al.*, 1995a, b; Nohama, 1997). A estimulação eletrotáctil produziria uma sensação com a mesma intensidade subjetiva que a força de preensão (medida por um sensor externo, colocado em uma luva instrumentalizada, como em Clealand e Winfield, 1985; Wertsch e Bach-y-Rita, 1986; Castro e Cliquet Jr., 1996; ou como nos exemplos citados por Mackenzie, 1995) produzida naturalmente pela mão.

Este artigo tem por objetivo descrever os avanços conquistados no sentido de recriar artificialmente as propriedades proprioceptivas perdidas ou debilitadas, por meio dos métodos que evocam os efeitos de ilusão táctil, principalmente, o fenômeno Phi táctil evocado por estimulação eletrocutânea. Com a transmissão de informações proprioceptivas e cinestésicas através da pele, torna-se possível controlar próteses de pacientes amputados, órteses e sistemas de EENM (figura 1) de lesados medulares. Além disso, os conhecimentos dessa área podem ser aplicados em dispositivos de teleoperação, telepresença e ambientes virtuais.

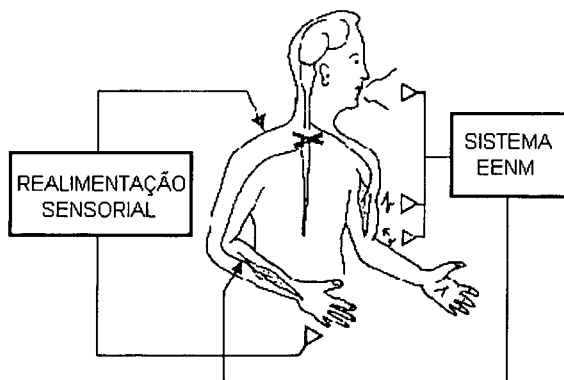


Figura 1. Representação de um sistema completo de EENM empregando realimentação sensorial e controle por voz, sinal eletromiográfico ou eletrogoniométrico (adaptado de Hoshimiya *et al.*, 1987).

PROPRIOCEPÇÃO

Ao caminhar, uma pessoa em estado de normalidade, mantém-se consciente da orientação, posição e sincronização de suas pernas, dos movimentos das articulações e a resistência ao movimento pretendido. Em conjunto, essas habilidades constituem o que se denomina de sensibilidade profunda (ou propriocepção), que inclui os sentidos de posição, movimento e força. Neste caso, os receptores envolvidos estão localizados primariamente nos músculos, tendões e articulações. Como esses receptores recebem estímulos do próprio corpo e não do ambiente ao redor, são denominados de proprioceptores (Schmidt, 1986; Carpenter, 1993).

Mesmo com os olhos fechados ou no escuro, uma pessoa consegue identificar a posição e a orientação de seus braços. Essa propriedade proprioceptiva é chamada de sensação de posição. Em estrito senso, esse sentido informa sobre o movimento angular de cada articulação e consequentemente, a posição relativa dos membros. Caso não ocorra nenhum movimento por um longo tempo, esse sentido é geralmente bem preservado, pois aparentemente sofre pequena ou nenhuma adaptação.

Quando se produz uma rotação em uma articulação sem controle visual como, por exemplo, uma flexão ou extensão de braço relativa ao cotovelo, percebe-se tanto a direção quanto a velocidade do movimento. Esta propriedade é conhecida como sensação de movimento.

A capacidade para estimar a força muscular exercida para executar um movimento ou manter a posição de uma articulação contra uma resistência é também uma propriedade proprioceptiva, denominada de sensação de força.

Proprioceptores

Os receptores das articulações têm suas fibras nervosas aferentes atuando em conjunto nas articulações ou nos nervos articulares. Cada nervo de articulação contém um número de fibras mielinizadas grossas (grupo II) e fibras mielinizadas finas (grupo III) como também aferentes não mielinizadas (grupo IV). Há, geralmente, um número bem maior de fibras deste último grupo do que dos demais. As fibras do grupo II e uma parcela do grupo III terminam em estruturas receptoras corpusculares mecanossensitivas (principalmente, os corpúsculos de Golgi-Manzoni e de Pacini e as terminações de Ruffini). As demais fibras do grupo III e todas as do grupo IV encerram-se em terminações nervosas livres que inervam as cápsulas das articulações e os ligamentos (Schmidt, 1986). Por exemplo, a inervação aferente do joelho contém cerca de 400 fibras aferentes mielinizadas e 800 não mielinizadas (e ainda, cerca de 800 eferentes simpáticas não mielinizadas).

Durante o movimento de uma articulação, a cápsula articular é comprimida e estirada. Por isso, os receptores corpusculares mecanossensitivos podem fornecer informações sobre a posição da articulação, assim como a direção e a velocidade de movimento (Carpenter, 1993). A princípio, eles podem mediar a sensação de posição e de movimento mas não de força. Parece que esses receptores respondem fundamentalmente à fase do sinal (resposta dinâmica) e são estimulados por movimentos omnidirecionais, resultantes, por exemplo, de flexão, extensão ou rotação da articulação (Schmidt, 1986).

Pouco se conhece a respeito das características de resposta das terminações nervosas livres com fibras não mielinizadas ou com bainha de mielina fina (grupos III e IV). Provavelmente, muitas dessas fibras aferentes apresentam funções nociceptivas, ou seja, elas não emitem nenhuma resposta até que o movimento da articulação ultrapasse a faixa de trabalho fisiológico ou provoque danos à articulação (decorrentes de lesão ou inflamação). Aparentemente, os nociceptores das articulações, como os demais nociceptores, podem ser estimulados não somente por estímulos mecânicos fortes mas também por certos estímulos químicos (tais como bradicinina, serotonina, prostaglandina, íons K^+), pois apresentam uma característica multimodal. A excitação desses receptores produz dor na articulação (Schmidt, 1986).

As terminações nervosas livres não-nociceptivas parecem ser, principalmente, receptores mecanossensitivos, ativados tanto por estímulos locais (pressão na cápsula da articulação) quanto por movimento das articulações. Parece que as componentes tônicas (estáticas) de suas respostas são mais pronunciadas que com os receptores de articulação corpuscular. Não obstante, ainda não é possível chegar a conclusões precisas sobre a posição da articulação a partir da descarga de um único receptor ou mesmo um certo número de receptores desse tipo (Schmidt, 1986).

No conjunto, dadas as propriedades conhecidas dos receptores de articulação de baixo limiar, parece que esses receptores contribuem na mediação da sensação de movimento, embora possam funcionar como sensores de posição.

Entretanto, os receptores fuso-musculares estão também envolvidos na sensação de posição e movimento. Nos seres humanos, se esses receptores forem seletivamente estimulados com vibrações de pequena amplitude aplicadas ao tendão, o julgamento da pessoa referente à posição real da articulação deteriorará em grau significativo.

A maior parte dos detectores das sensações de força são receptores de estiramento da musculatura: fusos musculares e órgãos tendinosos. Mas deve-se lembrar que a taxa de descarga das fibras aferentes do fuso muscular depende não somente do comprimento momentâneo do músculo como também da atividade das fibras musculares intrafusais excitadas pelos axônios motores γ .

Somados aos receptores articulares, musculares e tendões, os receptores sobre as articulações possivelmente contribuem para a propriocepção (Carpenter, 1993). As terminações de Ruffini, em particular, são excitadas por estiramento da pele. Os sensíveis corpúsculos de Pacini, com seus amplos campos receptores, também são ativados pelos movimentos das articulações. Experimentos com seres humanos têm mostrado que os movimentos das articulações excitam os quatro mecanorreceptores, principalmente, os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini. Porém, a função dos receptores da pele não deve ser superestimada porque a capacidade proprioceptiva é deteriorada apenas levemente quando as regiões sobre as articulações são anestesiadas no local (Schmidt, 1986).

Integração Central

Nenhum dos sistemas receptores apresentados é capaz de mediar independentemente as informações necessárias para uma ou outra propriedade proprioceptiva. Isto implica em que a percepção nesta modalidade deve requerer a ativação simultânea dos vários sistemas receptores em

combinações particulares e a integração central de tais entradas aferentes (figura 2). Esse processo integrativo, como no caso de outras entradas sensoriais, começa no núcleo sensorial subcortical.

Essa integração central envolve também sinais das fontes não sensoriais. Tais entradas, que constituem um importante e ainda pouco conhecido aspecto de processamento do sistema nervoso central (SNC), derivam dos sistemas motores centrais. Parece que eles enviam uma “cópia” (cópia eferente ou descarga corolária) dos seus sinais aos músculos, para interagir a nível central, com as entradas sensoriais dos proprioceptores. Essas cópias eferentes fornecem antecipadamente uma informação sobre a atividade muscular pretendida e os movimentos que irão resultar. Assim, eles podem ser usados para eliminar ambiguidades na informação aferente. Nos fusos musculares, por exemplo, a ambiguidade é trazida pela atividade das fibras γ . Outros receptores podem ser ativados tanto por estímulos externos como por movimentos (em geral, mecanorreceptores localizados próximos às articulações).

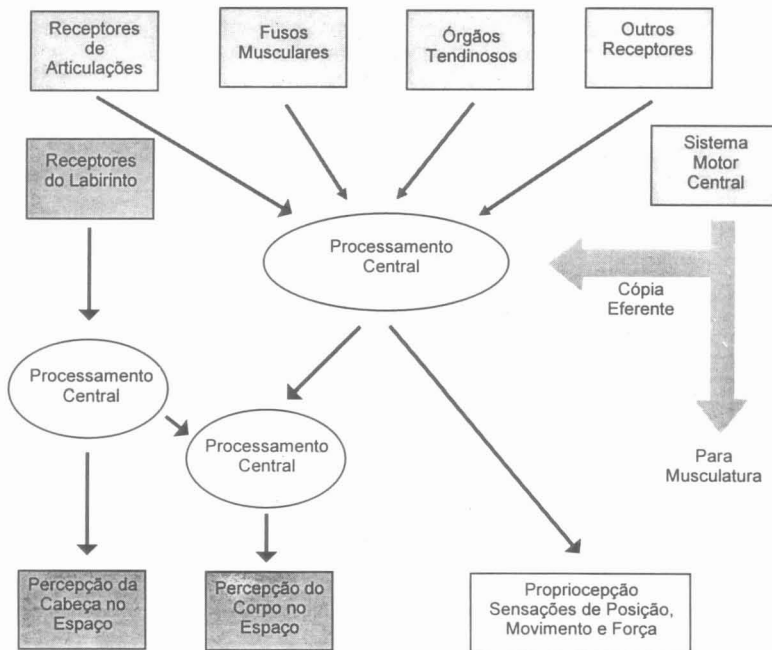


Figura 2. Origem das sensações propioceptivas. As entradas aferentes dos proprioceptores são integradas com as cópias de eferência motora no sistema nervoso, para permitir a percepção de posição, movimento e força. A informação vinda dos receptores do aparelho vestibular, juntamente com a propiocepção, contribui para a percepção do corpo no espaço (adaptado de Schmidt, 1986).

O FENÔMENO PHI TÁCTIL E O EFEITO SALTATÓRIO

Quando dois estímulos são aplicados na pele simultaneamente e em locais adjacentes, eles não são percebidos separadamente mas como uma única sensação, em alguma região entre os estímulos (Békési, 1967; Gibson, 1968; Alles, 1970). Esta imagem composta, habitualmente conhecida como sensação fantasma, é consequência do fenômeno Phi táctil (Békési, 1967) ou do efeito saltatório (Geldard, 1982). A sensação é determinada pela distância entre os eletrodos, suas amplitudes relativas e sua ordem temporal (Békési, 1967; Alles, 1970; Gibson, 1968; Hoshimiya *et al.*, 1987; Nohama *et al.*, 1992, 1994, 1995a, b; Nohama, 1997).

A literatura reporta-se a Wertheimer (1912) como criador do termo Phi aplicado à percepção de movimento aparente, naquele caso, visual, e resultante de processo neural primário. Em termos de movimento táctil aparente, von Frey e Metzner (1902) noticiaram a respeito do movimento aparente parcial entre dois pontos de pressão estimulados sequencialmente (Sherrick e Rogers, 1966). Estudo mais completo foi desenvolvido por Benussi (1916), que verificou a influência de fatores como distância, duração e intervalo entre estímulos, sem nunca encontrar as condições ideais para obtenção de movimento puro. De modo semelhante, outros pesquisadores também tiveram dificuldades em registrar tal fenômeno.

De acordo com Sherrick, Bice, dos laboratórios da Virginia University, USA, realizou os primeiros estudos com movimento háptico induzido por trens de pulsos sucessivos de vibração em seis posições do tórax. Continuando esses estudos, Sumbly, em 1955, demonstrou que vibrações geradas com trens de pulsos de 200 ms produzem movimento háptico completo e que a variável mais importante é o intervalo de surgimento interestímulos (Sherrick e Rogers, 1966).

A gênese dessa espécie de “sensação fantasma” pode ser atribuída às inibições temporal e de intensidade (Békési, 1967; Alles, 1970). A inibição temporal ocorre quando dois estímulos de mesma intensidade subjetiva ocorrem em sequência, de modo a evocar uma única sensação, cuja posição depende do atraso entre os dois estímulos. A inibição de intensidade ocorre quando dois estímulos simultâneos são aplicados na pele com amplitudes equivalentes (mesma sensação subjetiva). Uma sensação fantasma aparece no ponto médio entre os eletrodos. Se a razão entre as amplitudes dos estímulos variar, a sensação aparente deslocar-se-á em direção ao estímulo mais forte (Békési, 1967; Alles, 1970; Deutsch e Deutsch, 1993).

De acordo com Békési (1967) e Deutsch e Deutsch (1993), a inibição sensorial é causada pela inibição lateral que ocorre como consequência das conexões laterais entre receptores e fibras nervosas (figura 3A). A inibição lateral apresenta uma ação de tunelamento que inibe os efeitos dos estímulos menores e agrupa os mais fortes em uma única rota (figura 3B). Na figura 3(B)a, representam-se as conexões laterais entre receptores e fibras nervosas a nível de células ganglionares de primeira ordem. Indica-se também a frequência dos impulsos gerados em função da estimulação mecânica, que é tanto maior quanto maior a intensidade do estímulo. Da primeira camada ganglionar, a estrutura repete-se até o nível mais alto, como mostrado nas figuras 3(B)b e 3(B)c. Como resultado dessas interconexões laterais ocorre uma redução ou tunelamento do espalhamento lateral a uma seção progressivamente localizada, na rede neural, como indicado na parte superior da figura. A área inibitória pode variar grandemente com os padrões temporal e espacial de estimulação, conforme ilustrado na figura 4. Além do efeito de inibição, um efeito de

somação ocorre também, resultado da interação entre os dois estímulos (Deutsch e Deutsch, 1993). Quando os estímulos são muito fracos, há somente somação. A inibição lateral requer a aplicação de estímulos fortes (Békési, 1967).

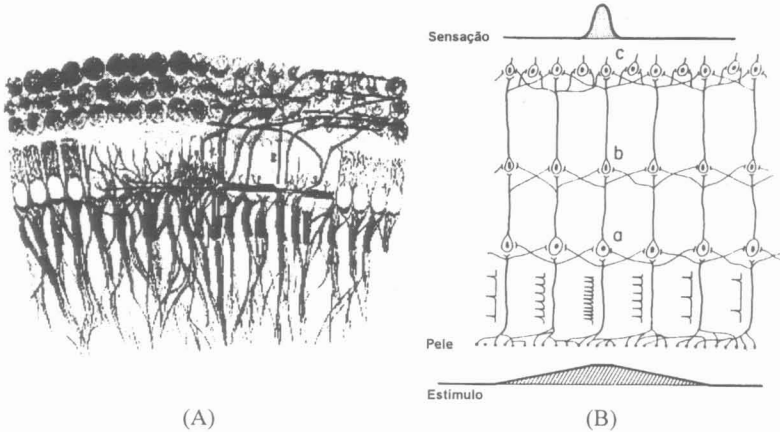


Figura 3. Exemplo de conexões laterais entre receptores e fibras nervosas. Em (A), reprodução de interconexões das células ciliadas da cóclea (de Bethe, 1926; *apud*: Békési, 1967). Em (B), esquema simplificado de conexão de fibras laterais e ascendentes somente, procurando demonstrar o efeito de inibição lateral em função de diferentes níveis de interação lateral (extraído de Ruch e Fulton, 1960; *apud*: Békési, 1967).

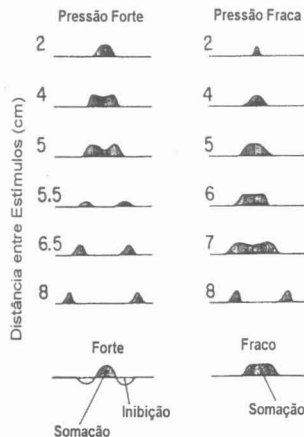
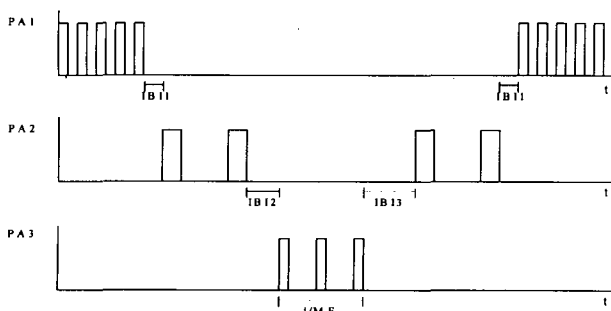
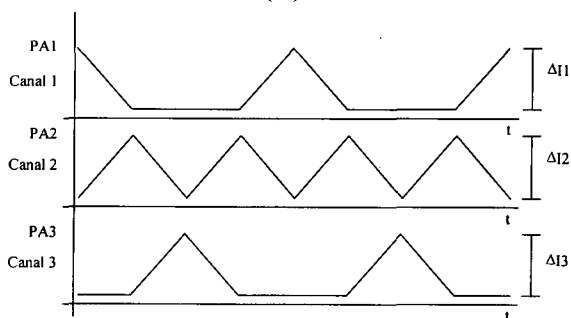


Figura 4. Ilustração dos fenômenos de inibição e somação mostrando a distribuição da amplitude sensorial como função da pressão estimulatória (extraído de Békési, 1967).

Até 1992, fenômeno Phi táctil evocado eletricamente foi pouco e superficialmente estudado como método de comunicação táctil (Gibson, 1968; Szetto e Riso, 1990), em parte porque a maioria dos pesquisadores direcionaram-se para sistemas matriciais de evocação de imagens para cegos e, em parte, devido ao descrédito na obtenção de “imagens fantasmas”. De 1992 em diante, um dos autores deste artigo vem procurando elucidar e até desmistificar os aspectos obscuros de tal efeito de ilusão táctil, tendo obtido pela primeira vez a percepção exclusiva dos contornos de imagens tácteis com auxílio de apenas dois ou três canais estimulatórios (Nohama *et al.*, 1995a, b; Nohama, 1997). O método consiste em evocar uma imagem composta em movimento através de dois ou mais pares de eletrodos colocados próximos uns dos outros, quando: 1) os estímulos são aplicados em sequência (Gibson, 1968; Kirman, 1974; Tanie *et al.*, 1977; Nohama *et al.*, 1995b), conforme a figura 5(a); ou 2) a intensidade das correntes estimulatórias variam temporal e complementarmente (Hoshimiya *et al.*, 1987; Gibson, 1968; Nohama *et al.*, 1992; 1995a; 1995b), como mostrado na figura 5(b), para três canais estimulatórios. As imagens criadas na pele assemelham-se às figuras de



(A)



(B)

Figura 5. Relação de fase entre as correntes estimulatórias necessárias para evocação do fenômeno Phi táctil através das técnicas de: sequência de estímulos (A); e variação de amplitude com envoltória triangular (B); ambos para três canais. PA representa a amplitude máxima dos pulsos de corrente; ΔI representa a variação da corrente estimulatória; IBI corresponde ao intervalo *interbursts* e $1/MF$, o período do sinal modulante.

Lissajous e podem ser percebidas como a ponta de um lápis desenhando uma imagem na pele. As imagens são, de fato menos complexas que aquelas obtidas com painéis electrocutâneos matriciais 2-D (geralmente usados para amplificação ou substituição da visão ou da audição), porém, requerem muito menos eletrodos (Nohama *et al.*, 1995a).

Outro tipo de movimento aparente semelhante pode ser obtido através do efeito de saltação táctil. Como descrito por Geldard na pesquisa em que aplicou estimulação mecânica por meio de três vibradores localizados de forma equidistante ao longo do braço, quando uma sequência de 5-5-5 pulsos era liberada com intervalo interestímulo (ISI) apropriado (5 - 200 ms), o voluntário percebia quinze toques que surgiam em rápida sucessão, em quinze diferentes pontos do braço (“efeito coelho”) ao invés de somente três, precisamente sob os vibradores (Geldard, 1982). Para ISIs mais curtos, os toques de sensação fantasma tornam-se mais numerosos espacialmente. Este fenômeno sensorial poderia ser aplicado com sucesso em painéis matriciais em que imagens geométricas, alfanuméricas e outras mais complexas seriam transmitidas aos cegos, por exemplo, empregando um número menor de eletrodos (Loomis e Lederman, 1986).

De acordo com Geldard (1982), a excitação criada pelo primeiro “toque” é aparentemente mantida no sistema nervoso numa condição metastável por um período de cerca de 250 ms. Se nenhum outro estímulo for aplicado, o processo inicial que surge estabelece-se definitivamente. Se um estímulo subsequente for aplicado em um local próximo, dentro desse intervalo, o primeiro estímulo parecerá ter-se deslocado em direção ao segundo: uma distância relativamente grande se o intervalo for breve e pequena, se o intervalo for longo. Com aproximadamente 20 ms, haverá uma condição que se pode denominar de coincidência. O mínimo desvio de seu verdadeiro local ocorrerá por volta de 250 ms e será chamado de “êxodo” (Geldard, 1982).

Os limites do deslocamento saltatório não são uniformes, pois variam com o local do corpo e a orientação dos estímulos. Constatou-se que a área é maior para o eixo longitudinal que para o transversal do corpo humano. Além disso, a substituição de um *tap* por um trem de pulsos amplia grandemente a área em que ocorre a saltação táctil (Geldard, 1982; Geldard e Sherrick, 1983).

As evidências neurofisiológicas indicam que as diferenças nas áreas saltatórias estão correlacionadas com o tamanho e a forma dos campos receptores e dentro desses locais, a área saltatória deve envolver um grande número de sobreposição de campos.

Os fenômenos de tunelamento, em que inibição e somação de padrões ocupam domínios interativos de espaço e tempo, devem estar presente. Além de mecanismos neurais periféricos, outros níveis de atividade neural devem ser requeridos para representar as dimensões dos eventos mecânicos da saltação (Geldard e Sherrick, 1983). Segundo Geldard (1982), a lateralização fantasma de Békési (fenômeno Phi táctil) poderia ter relação a um extremo deslocamento (coincidência) que ocorreria na saltação (efeito saltatório) mas não ousou dar uma resposta definitiva sobre essa questão. Estudos mais recentes empregando estimulação eletrotáctil vieram comprovar essa relação (Nohama, 1997).

SISTEMAS DE PROPRIOCEPÇÃO ARTIFICIAL

Para aplicações proprioceptivas e cinestésicas, Beeker e equipe, em 1967, desenvolveram a primeira prótese de mão utilizando realimentação sensorial por meio de estimulação eletrotátil, onde empregaram um sensor de pressão no polegar (Phillips, 1988). Alles, em 1969, investigou o fenômeno de sensação fantasma baseado em estimulação vibrotátil e avaliou-o em um painel tátil de realimentação cinestésica para uma prótese de cotovelo (Alles, 1970). Mann e Reimers utilizaram a pesquisa de Alles e ampliaram o estudo com a avaliação do desempenho de um painel tátil de ângulo de cotovelo (empregando cinco vibradores) para um “braço de Boston” controlado mioeletricamente. Concluíram que com a realimentação sensorial vibrocutânea, a prótese funcionava sensivelmente melhor que quando controlado por cabo (Mann e Reimers, 1970); Collins e Madey implementaram um dispositivo de realimentação tátil no qual extensômetros miniaturizados montados em uma luva mediam a força de prensão nas pontas dos dedos. Os cinco sensores controlavam a estimulação eletrocutânea de um eletrodo colocado na frente do paciente (Collins e Madey, 1974). Para pacientes que sofreram amputação, Collins e Madey propuseram um sistema que fornecia informações em quatro diferentes modalidades de posição da articulação de uma prótese, utilizando um painel linear de quatro estimuladores, para indicar: ângulo de flexão de cotovelo, rotação de pulso, angulação de pulso e extensão dos dedos. Também em 1974, Clippinger e equipe, aplicando estimulação do nervo mediano, na porção proximal da prótese de mão, substituíram o modo convencional por um sistema com realimentação sensorial (Phillips, 1988). Freddy *et al.*, desenvolveram um sistema de dois canais baseado em modulação em frequência para discriminação de dois pontos no qual procuraram fornecer informações sobre a pressão nas pontas dos dedos e a posição do cotovelo em uma prótese (Solomonow *et al.*, 1977).

Shannon (1976) comparou os métodos vibrotátil eletromecânico com eletrotátil para aplicações em realimentação sensorial e considerou a estimulação elétrica através de modulação por repetição de pulsos mais conveniente, no que tange à adaptação e ao consumo. Em 1975, Prior e Lyman e, em 1976, Prior e colaboradores adicionaram um sistema de realimentação às próteses de braço controladas pelo tronco (Phillips, 1988; Szeto e Riso, 1990). Anani *et al.* (1977) pesquisaram a habilidade humana em discriminar os vários parâmetros estimulatórios das modulações por amplitude e por frequência de pulsos quando empregados como meio de transferência de informação aos nervos aferentes. Schmidl (1977) averiguou a importância da realimentação de informação em próteses de membros superiores, no que concerne à força de prensão, posição dos dedos e contacto para movimentos rápidos. Empregou, inicialmente, vibradores, porém, devido ao enfraquecimento na percepção ao longo do tempo, optou por estimulação eletrotátil, obtendo melhores resultados. Walker *et al.* (1977) estudaram a relação entre os parâmetros estimulatórios e sua percepção quando aplicados ao sistema de realimentação de uma prótese, empregando eletrodos implantados ao redor do nervo medial, no coto, e encontraram uma relação monotônica entre a frequência estimulatória e a percepção. Concluíram que há duas diferentes percepções: uma, pulsante ou picante, na faixa de 2 a 4 Hz, denominada metatética, cuja diferença na sensação não depende do valor absoluto da frequência, e outra, convulsiva, denominada protética, para frequências mais elevadas (8 a 50 Hz) e que segue a Lei de Stevens. Schmid e Bekey (1978) realizaram estudo em controle de sistemas para verificar a resposta de um operador humano sob estimulação eletrocutânea face à aplicação de força em um manipulador de dois eixos com o objetivo precípua de habilitar pacientes paraplégicos a conseguirem uma postura ereta estável. Utilizaram como painel tátil um sistema de quatro estimuladores colocados circunferencialmente

na região do abdome. Em 1979, Szeto e colaboradores desenvolveram uma metodologia de rastreamento para avaliar os códigos de realimentação sensorial aplicados às forças de preensão em próteses de membros superiores e flexão e extensão de cotovelo em sistemas de EENM. Concluíram que os métodos de modulação espacial são superiores aos que empregam códigos de um único eletrodo usando modulação em amplitude ou em frequência (Szeto *et al.*, 1979).

Scott *et al.* (1980) trabalharam em um sistema eletrocútâneo para gerar realimentação sensorial da força de preensão (até 100 N) de uma mão artificial, empregando extensômetros para medir o momento no dedo indicador da prótese. Para realimentação sensorial, empregaram modulação em frequência na faixa de 0 a 60 Hz, representando a faixa de 0 a 60 N. Peckham e associados trabalharam com sistemas de EENM para obtenção de preensões palmar e lateral, em pacientes tetraplégicos C5, com e sem realimentação sensorial. E concluíram: sem realimentação, os movimentos controlados são imprecisos e emperrados, enquanto com realimentação, o desempenho e a confiança do paciente aumentam (Phillips, 1988). Para pacientes com amputações acima do joelho, Kawamura e colaboradores (1981) colocaram quatro eletrodos concêntricos na parte anterior da coxa para gerar um sinal de realimentação da pressão da sola do pé e projetaram um sistema de realimentação com três eletrodos para dar informação sobre o ângulo de flexão de joelho da prótese (Szeto e Riso, 1990).

A equipe de Clippinger fez uso da realimentação sensorial em próteses de membros inferiores através de um sistema controlado indutivamente. O estimulador foi implantado e os eletrodos suturados no nervo ciático. Na prótese, foram instalados extensômetros com o intuito de registrar a direção e a amplitude do momento na articulação de joelho. Seu sinal foi usado para modular a frequência do estímulo aplicado ao nervo. A estimulação foi aplicada somente durante a fase de balanço e empregou-se uma frequência de estimulação relacionada com a carga representada pela perna. Um sensor de calcanhar foi usado para gatilhar o trem de pulsos inicial de estimulação (Clippinger, 1982). Tachi *et al.*, 1982, estudaram um método de comunicação eletrocútânea baseado em sensação fantasma para fornecer informações (por meio da vibração gerada) referente à posição e à orientação do robô guia de cegos denominado MELDOG (Tachi *et al.*, 1982; 1985). Riso e colaboradores, em 1983, investigaram a estimulação subdural como método de comunicação eletrotátil, inserindo eletrodos de fio de aço sob a pele (Phillips, 1988). Em 1985, Riso e Ignani apresentaram um painel electrocútâneo composto de cinco eletrodos fixos no braço, com o objetivo de criar realimentação sensorial da posição dos ombros (Riso e Ignani, 1985, 1986) e observaram que os pacientes identificavam rapidamente o local da estimulação quando os eletrodos estavam distanciados em mais de 4 cm. Lovely *et al.* (1985) desenvolveram um dispositivo eletrônico implantável para controle mioelétrico e realimentação sensorial aplicando técnicas de modulação por posição de pulsos (PPM).

Phillips e Petrofsky, em 1986, desenvolveram um sistema de realimentação sensorial para membros inferiores composto por transdutores de força (montados em plataformas de força portáteis, colocadas nos sapatos do paciente) e uma interface vibrotátil com quatro canais conectados ao tórax, nos dermatômos situados entre T₂ e T₃ (Phillips, 1988). O'Riain e Gibbons (1987) desenvolveram uma prótese com propriocepção de posição, aplicando a técnica de propriocepção fisiológica estendida (na qual há uma relação 1:1 entre a posição da articulação quando intacta e da prótese). A equipe de Neuman, do Laboratório de Controle Neural Aplicado da Case Western Reserve University (CWRU), USA, vem pesquisando sensores para força, área de

contacto, cisalhamento, temperatura e ângulo de articulação, para empregar como sinal de entrada de sistemas de EENM e métodos de realimentação sensorial baseado nos códigos de modulação em frequência (trens de pulsos com duração variável) e em intensidade (Neuman *et al.*, 1987). Aplicando especificamente à representação de força de preensão, trabalhando na faixa de 20 a 30 N, empregaram frequência de 30 Hz e número de pulsos por trem de pulsos variando de 1 a 255 (Neuman *et al.*, 1990). McLeod *et al.* (1987) desenvolveram um sistema de estimulação com pulsos bifásicos para gerar realimentação sensorial aos amputados, através de estimulação direta dos nervos aferentes. Zhu (1988) desenvolveu um sistema de realimentação eletrotáctil para luva de traje de astronauta.

Hoshimiya *et al.* (1987) investigaram algumas propriedades psicofísicas da sensação fantasma obtida por meio de estimulação elétrica. Phillips *et al.* (1990) desenvolveram um sistema de realimentação auditivo para manutenção de velocidade constante durante a estimulação elétrica motora combinada com uma órtese de locomoção recíproca, RGO. Szeto e Riso (1990) descreveram um painel táctil de realimentação para pacientes tetraplégicos usando cinco eletrodos em um painel linear, de um lado do tórax do paciente, para gerar informações que o habilitassem a comutar o sistema de EENM entre os modos de preensão lateral e palmar, posição espacial e força de preensão desenvolvida durante os atos de fechar e abrir a mão. Em 1991, Phillips *et al.* propuseram e avaliaram um sistema de controle para postura em pé e para marcha, associados a um estimulador eletrocutâneo. Haynes e Crago (1991) propuseram um método para controle de prótese em que acrescentaram um elo de propriocepção estendida, através do mapeamento de posições e forças do dispositivo controlado, permitindo o uso de propriocepção residual da articulação funcional e o “sentir” as ações da prótese.

Cientistas da CWRU desenvolveram dois sistemas de substituição sensorial que forneciam realimentação cognitiva para uma neuroprótese (EENM) de restauração de preensão (Riso *et al.*, 1991). Um dos sistemas empregava um *array* de cinco eletrodos de superfície (Van Doren *et al.*, 1991) e o outro, um eletrodo colocado sob a derme (Kilgore *et al.*, 1993). Ambos usaram eletrodos para adquirir informações para uma máquina de estado e para gerar representação de força espacialmente codificada, desenvolvida na ponta dos dedos durante as atividades de preensão. Phillips *et al.* (1995), na Louisiana State University, USA, combinaram um sistema de EENM, uma órtese de marcha recíproca (RGO) e um elo de realimentação auditivo para controle de velocidade de marcha. Poletto e Van Doren (1995) projetaram um sistema de realimentação sensorial para neuroprótese de membros superiores que poderia fornecer realimentação da força de preensão e do movimento de dedos como um processo de modulação da amplitude (PAM) e da frequência (PFM) do estímulo elétrico. Nohama *et al.* desenvolveram estimuladores PAM de dois e três canais para estudar o fenômeno Phi táctil como um meio de codificação proprioceptiva de informações sobre posição, movimento ou força, através de imagens dinâmicas desenhadas ao longo da pele, tendo conseguido evocar o contorno de imagens simples, tais como círculos, elipses e retângulos, com apenas dois ou três canais estimulatórios (Nohama *et al.*, 1992, 1995a, 1995b; Nohama e Cliquet Jr., 1994; Nohama, 1997).

EXEMPLOS DE REALIMENTAÇÃO SENSORIAL EM PRÓTESES, ÓRTESES E EENM

Um sistema de substituição sensorial deve acomodar na pele as características da sensação artificialmente “reabilitada”. A informação auditiva, por exemplo, deve ser processada para equiparar-se às propriedades da sensação tátil. Como as faixas dinâmicas de ambos os sensores não coincidem, alguma forma de compressão ou expansão deve ser feita.

A figura 6 ilustra como a interface entre um amputado e sua prótese pode ser modelada. O caminho de controle direto inclui um transdutor que “sente” e amplifica os sinais de controle do operador humano. A rede de processamento e o sistema de controle reconhecem o movimento desejado e gera os sinais de comando para operar o motor, as engrenagens e circuitos de acionamento que movimentam a prótese. O elo de realimentação inclui outros transdutores que detectam o estado da prótese e geram sinais apropriados para serem convertidos em estímulos eletrotácteis. Essa realimentação fecha a malha de controle, reduzindo a dependência visual do usuário.

Diversas estratégias de realimentação têm sido empregadas em braços artificiais, tais como: estimulação mecânica (vibrotáctil), estimulação elétrica aferente direta e estimulação eletrocutânea. Os vibradores tendem a ser volumosos e pouco eficientes. A estimulação neural direta tem vantagem cosmética e facilidade de uso mas, por ser invasiva, é mais cara e de menor aceitabilidade, sem proporcionar uma significativa melhoria em sua capacidade de transmitir informação (Szeto e Riso, 1990). Por outro lado, a estimulação eletrocutânea tem-se mostrado atrativa, confiável, de reduzido consumo e faixa dinâmica aceitável.

A estimulação de nervos periféricos tem sido utilizada para gerar informações sobre as funções das próteses de membros superiores. Diversos esquemas de interfaces para eletrodos foram experimentados. Os mais simples incluem eletrodos de superfície no interior da prótese, diretamente em contacto com a pele e sobre o nervo do coto do braço amputado. A vantagem da estimulação transcutânea é ser não invasiva. Isto implica, porém, em uma desvantagem, porque devido à proximidade das componentes sensoriais e motoras dos nervos do braço, torna-se necessária a colocação distal máxima dos eletrodos ao longo do coto, para evitar excitação de seus músculos. Como resultado do local, a sensação evocada pode ser difícil de ser controlada. Outros problemas

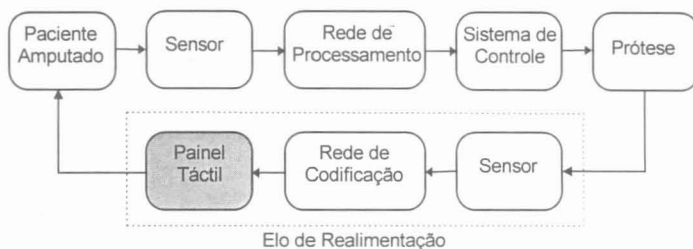


Figura 6. Diagrama de blocos de uma prótese realimentada sensorialmente.

com a estimulação superficial dos nervos periféricos incluem uma possível sensação estranha evocada na região abaixo do eletrodo de estimulação e a interferência elétrica dos pulsos de elevada amplitude com os sinais de baixo nível (de captação e processamento) para controle mioelétrico.

Pfeiffer e equipe descreveram o uso de sensores de pressão flexíveis colocados nas pontas dos dedos polegar e indicador de uma mão anestesiada (Szeto e Riso, 1990). Um sistema de realimentação multifuncional foi descrito por Schmidl, o qual incorporava um micropotenciômetro no polegar (Szeto e Riso, 1990). Além da medida de força de prensão, as chaves de contacto determinavam um período de estimulação por 300 ms. Isto permitia o emprego de duas funções diferentes através de um único canal estimulatório.

Anani e equipe (Szeto e Riso, 1990) usaram um esquema de realimentação sensorial levemente invasivo que eliminou algumas dificuldades da estimulação transcutânea. Implantaram eletrodos de fio fino (0,1 mm de diâmetro, com uma ponta não isolada, de 5 mm), dentro do nervo-alvo, empregando técnicas percutâneas. Trabalhando com pessoas normais, eles demonstraram a eficiência da estimulação intraneural em produzir parestesias discretas.

Havendo possibilidades de realizar cirurgia no coto do membro amputado e tecnologia para implantação do *hardware*, pode-se implementar um sistema de realimentação sensorial mais sofisticado e portátil. O primeiro sistema implantável divulgado, desenvolvido por Clippinger e equipe (Szeto e Riso, 1990), USA, possuía um estimulador de um canal de RF controlado por acoplamento indutivo através da pele. Os eletrodos (2 x 1 mm) foram suturados ao redor do nervo mediano do membro amputado. O *hardware* empregava uma frequência modulada (0 a 100 Hz) relacionada com a força de prensão e era colocado na extremidade da prótese. Estimulação na faixa de zero a 35 Hz produzia sensação de vibração enquanto frequências mais altas (35 a 100 Hz) produziam a sensação de fechamento de punho.

Encorajados com essas pesquisas, cientistas do Hospital Rancho de los Amigos, USA, imaginaram sistemas de realimentação sensorial para braços artificiais controlados mioelêtricamente que não necessitariam de cirurgia. A colocação percutânea dos eletrodos (através de agulha hipodérmica) resultou em boa qualidade das sensações evocadas, bem como elevada flexibilidade do sistema de realimentação, já que os parâmetros podiam ser controlados externamente (apesar de que a opinião dos pacientes sobre sua eficiência e funcionalidade foi ambígua) (Szeto e Riso, 1990).

As figuras 7 e 8 ilustram duas próteses realimentadas sensorialmente por estimulação eletrocutânea. A primeira, desenvolvida pelo grupo de Prior, para membros superiores e a segunda, da equipe de Kawamura, para amputados de membros inferiores. As próteses com realimentação sensorial receberam avaliação positiva, principalmente, quando programadas para tarefas específicas (Prior *et al.*, 1976). Entretanto, devido às falhas mecânicas e outros fatores como treinamento inadequado, baixa confiabilidade ao longo do tempo, entre outros, não obtiveram aceitação unânime.

Um dos últimos projetos do Centro de Engenharia de Reabilitação da CWRU consistia em um controlador de prótese que incorporava um elo de propriocepção fisiológica expandida. O sinal de EMG do músculo elevador era usado como comando de força para acionar a prótese, enquanto um

controlador no elo de realimentação de um estimulador neuromuscular era empregado para limitar a posição dos ombros (Haynes e Crago, 1991).

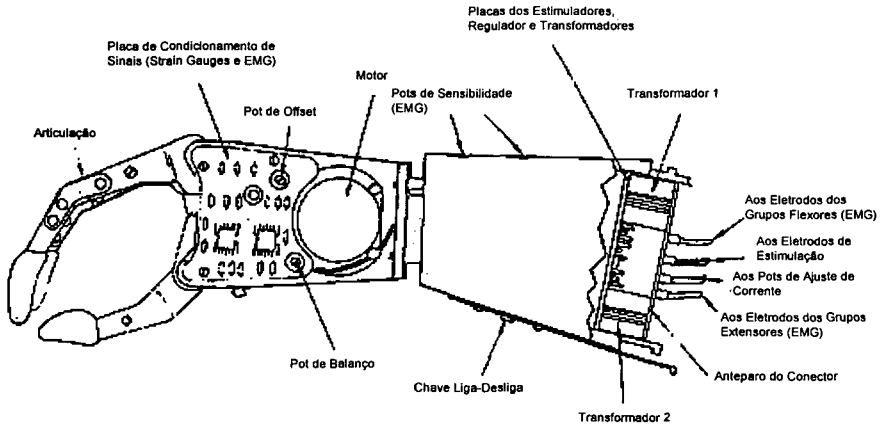


Figura 7. Exemplo de prótese de membro superior com realimentação sensorial de força de apreensão, empregando eletrodos de superfície (de Prior *et al.*, 1976).

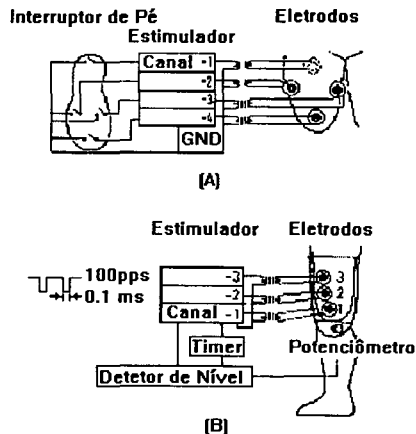


Figura 8. Sistemas de realimentação sensorial de próteses de membros inferiores, de Kawamura *et al.*: (a) diagrama de blocos para um sistema baseado em realimentação de pressão, (b) sistema de realimentação para ângulo de deslocamento de joelho (adaptado de Szeto e Riso, 1990).

As vantagens da realimentação sensorial também são aplicáveis às órteses de membros superiores que dependem de estimulação do membro paralisado. A figura 9 ilustra um sistema EENM para restauração de preensão de pacientes quadriplégicos que incorpora um painel eletrocutâneo de cinco elementos (implantado na região superior do tórax do paciente) como elo de realimentação sensorial. Por meio do controle voluntário do ombro esquerdo, ativa-se o sistema de EENM (transdutor de posição) e, por meio do painel tátil, monitoram-se os movimentos gerados. A figura 10 ilustra outra alternativa utilizando o mesmo painel linear de cinco elementos mas neste caso, o canal de posição espacial fornece informação proprioceptiva sobre a extensão da abertura da mão.



Figura 9. Sistema de substituição de preensão que utiliza movimentos voluntários dos ombros do paciente (extraído de Szeto e Riso, 1990).

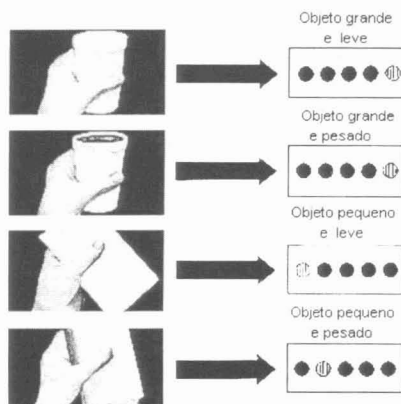


Figura 10. Força e posição da mão mostradas simultaneamente no painel eletrotáctil linear. A posição mão totalmente fechada é indicada pela ativação do eletrodo da direita e a posição mão aberta, pelo eletrodo da esquerda. A força de preensão é sinalizada pela frequência do eletrodo ativado (extraído de Szeto e Riso, 1990).

A mesma tecnologia de EENM aplicada aos membros superiores pode ser usada nos membros inferiores. Painéis de realimentação sensorial colocados nos lados direito e esquerdo poderiam ser usados para sinalizar o contacto do pé com o chão, relativamente às cargas nas pernas e à distribuição das forças em pontos estratégicos nos pés. Sistemas dessa natureza têm sido desenvolvidos no Veterans Administration Medical Center Cleveland e na Universidade Wright State, USA. Também no Hospital Rancho de los Amigos (Szeto e Riso, 1990), vem sendo implementado um sistema para realimentação sensorial dinâmica em aplicações que envolvem atividades de levantar e andar, empregando eletrodos nas partes anterior e posterior e nas laterais da perna, usados em pares e com modulação por amplitude de pulsos

DISCUSSÃO

Para manter a postura ereta, um estado de equilíbrio, o início de uma sequência de marcha, a posição das mãos ou do cotovelo, ou ainda, a força de preensão, algum tipo de realimentação (informação proprioceptiva ou cinestésica) deve ser empregada para indicar quando uma posição desejada, força ou estado foi atingida (Solomonow e Lyman, 1980). A realimentação é requerida continuamente porque, mesmo quando imóvel, torna-se necessária para fazer leves ajustes na atividade muscular, a fim de evitar desequilíbrio e possíveis quedas, por exemplo (Phillips *et al.*, 1991).

Para o ser humano, a realimentação surge dos impulsos de reflexo gerados pelos receptores internos aos músculos e articulações, pelo aparelho vestibular e pelos canais sensoriais mais externos, formados pela visão, audição e tacto, através dos quais os olhos, ouvidos e pele agem como transdutores, convertendo a informação externa em impulsos reconhecíveis pelo sistema nervoso central (Phillips *et al.*, 1991).

A visão tem sido o canal sensorial mais confiável, preciso e mais amplamente usado na realimentação de informações para pacientes amputados, que sofreram acidente vascular cerebral (AVC) ou lesão medular, e que usam próteses, órteses ou sistemas de EENM. Se um dispositivo de auxílio exige continuamente a monitoração visual, surgem complicações indesejáveis (sobrecarga mental, inabilidade para operar o dispositivo subconscientemente, pouca familiaridade e integração psicológica) (Szeto e Lyman, 1977). Para reduzir sua dependência sobre a realimentação visual, o paciente geralmente se adapta a perceber sinais ruidosos e inconsistentes tais como pressão entre o coto e o soquete da prótese, tensão de cabo e ruído do motor, como indicação do estado da prótese.

Assim, a sensação táctil aparece como uma atrativa alternativa para substituir a visão, a audição ou o próprio tacto, na transmissão de informação sensorial. A comunicação táctil traz vantagens mesmo quando os outros sentidos não se encontram lesados (caso de pilotos, astronautas, mergulhadores,...), os mostradores tácteis podem ser colocados sob as roupas (aceitabilidade cosmética), podem ser eficientes, portáteis, alimentados à bateria e principalmente, eles podem liberar os demais sentidos para tarefas mais importantes (Szeto e Saunders, 1982). Até o presente, os mostradores electrotácteis vêm mostrando que podem transmitir densos pacotes de informação com elevada resolução, dentro de uma banda útil espaço-temporal de comunicação, ampla faixa de parâmetros estimulatórios, reduzida exigência de potência, e tecnologia recente que facilita a interação com o usuário e o controle preciso de todos os parâmetros. Diferentemente dos vibradores

mecânicos, os estimuladores eletrocutâneos não apresentam partes móveis e mantêm bom contacto com a pele.

A informação sensorial deve ser codificada de modo claro, confortável, reprodutível e facilmente compreensível. A eficiência na transferência de informação depende do tipo de código usado, do número de canais (eletrodos) empregados, da relação entre adaptação sensorial e aprendizado, da capacidade inerente e potencial de transmissão de informação da pele e do tipo de painel tátil desenvolvido. Inúmeros códigos eletrotácteis têm sido propostos (Pfeiffer, 1968; Alles, 1970; Solomonow *et al.*, 1977; Solomonow e Lyman, 1977, 1980; Szeto e Lyman, 1977; Szeto *et al.*, 1979; Kume e Ozhu, 1980; Szeto e Saunders, 1982; Hoshimiya *et al.*, 1987; Nohama *et al.*, 1992).

Métodos de modulação em frequência, amplitude, duração e posição vêm sendo testados. Segundo Alluisi *et al.*, 1965; Kume e Ohzu, 1980; Szeto e Saunders, 1982; ao invés de modulação dos parâmetros de pulso, dever-se-ia preferir a modulação espacial. Com alguns eletrodos colocados em diferentes locais do corpo, um paciente conseguiria reconhecer qual eletrodo foi ativado. Além disso, intervalos interestímulos adequados podem evocar sensações de movimento aparente (Sherrick e Rogers, 1966; Kirman, 1974). Até o presente, a maior desvantagem das técnicas de construção dos painéis tácteis refere-se ao grande número de eletrodos que precisam ser utilizados.

O fenômeno Phi tátil parece ser o método mais poderoso para obtenção de propriocepção artificial. Permite a criação na pele de uma série de figuras em movimento (de diferentes tamanhos e posições), com somente dois ou três canais estimulatórios (Nohama, 1997). Alles trabalhou com estimulação vibrotáctil: a sensação fantasma era controlada pela separação dos estímulos mecânicos, suas amplitudes relativas e ordem temporal (Békési, 1957; Alles, 1970). Usando um sistema experimental básico, a equipe do Dr. Hoshimiya examinou algumas possibilidades de aplicar a sensação fantasma evocada eletricamente e sugeriu a aplicação deste método como realimentação sensorial no controle de membros superiores paralisados (Hoshimiya *et al.*, 1987). Nohama e colaboradores implementaram sistemas eletrônicos que fornecem formas de onda específicas para criar o efeito de ilusão tátil por meio da evocação do fenômeno Phi.

Como a sensação fantasma evocada pela variação da amplitude gera um efeito mais contínuo e com melhor discriminação que a sensação produzida por atraso entre estímulos, além de praticamente nunca ter sido empregada eletricamente, os autores deste artigo vêm pesquisando a aplicação daquele princípio (Nohama *et al.*, 1992, 1994, 1995a, b). As principais descobertas até o momento podem ser resumidas em (Nohama, 1997): (1) é possível evocar uma imagem composta, em movimento e realmente controlada; (2) empregando envoltória triangular evoca-se uma sensação correspondente a uma linha reta enquanto aplicando envoltórias elíptica ou senoidal obtêm-se imagens aproximadamente circulares; (3) com envoltória elíptica a sensação é mais confortável e tem melhor resolução; (4) a sensação é mais forte sob os eletrodos; e (5) parece haver uma importante dependência entre o fator de modulação de amplitude e a frequência de modulação. É importante destacar que pela primeira vez conseguiu-se perceber exclusivamente o contorno da figura gerada (figura 11) ao invés da área envolvida (comumente reportada com sistemas de estimulação vibrotáctil). Esses contornos são desenhados a uma frequência de varredura entre 0,7 a 2 Hz, como se um lápis os estivessem traçando. Nas ilustrações apresentadas na figura 11, procuram-se mostrar diferenças na posição e no tamanho das imagens percebidas.

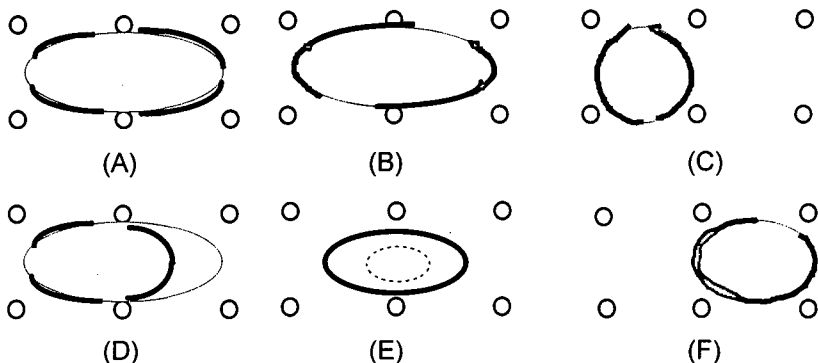


Figura 11. Exemplos de imagens reconhecidas pelos voluntários empregando três canais e envoltória elíptica. Em (A), (B) e (E) ilustram-se imagens em movimento, com ênfase no tamanho das imagens. Nas demais, (C), (D) e (F) enfatiza-se a posição. (de Nohama *et al.* 1995a).

CONCLUSÃO

A falta de sensação limita drasticamente a habilidade de usar mãos e pernas, mesmo quando a função motora está bem preservada ou quando a habilidade de movimentos é reabilitada por meio de EENM. Em geral, o controle dos membros dos portadores de deficiência motora é realizado pela visão, a qual fica sobrecarregada. O estudo da sensação tátil e o desenvolvimento de dispositivos de substituição sensorial de alta qualidade propiciarão as condições de uso seguro, confiável e massivo de próteses neurais, pois disso dependerá a aceitação do paciente.

Apesar do sucesso de alguns dos sistemas descritos, perduram, ainda, diferenças nas características eletrodo-pele-nervo; a maioria apresenta diferenças nos limiares de sensação e de dor, diferentes sensações para a mesma intensidade de estimulação e não evocam uma sensação realmente controlada. Mais ainda, eles requerem uma quantidade muito grande de eletrodos e a quantidade e a qualidade da informação transmitida é limitada (Solomonow *et al.*, 1977; Kume e Ohzu, 1980; Hoshimiya *et al.*, 1987; Kaczmarek *et al.*, 1991; 1992).

Sendo o fenômeno Phi tátil um conceito novo como método de comunicação eletrotátil, carece ainda de pesquisas mas, pelos estudos realizados pelos autores deste artigo, parece um método promissor em aplicações que envolvem realimentação sensorial em sistemas de estimulação neuromuscular, em ambientes virtuais e de teleoperação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALLES, D.S. (1970). "Information transmission by phantom sensations". *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, v. 11, p. 85-91.
- ALLUISI, E.A.; MORGAN, B.B. and HAWKES, G.R. (1965). "Masking of cutaneous sensations in multiple stimulus presentations". *Perceptual and Motor Skills*, v. 20, p. 39-45.
- ANANI A.B, IKEDA K. and KORNER L.M. (1977). "Human ability to discriminate various parameters in afferent electrical nerve stimulation with particular reference to prostheses sensory feedback". *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 15, p. 363-373.
- ANTONINO, P.H. e CLIQUET JR., A. (1992). "Sistema de estimulação tátil para recepção de informações ópticas". *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambu, MG, Brasil, 20-24/11/92, p. 196-198.
- BACH-Y-RITA, P.; COLLINS, C.C.; SAUNDERS, F.A.; WHITE, B. and SCADDEN, L. (1969). "Vision Substitution by Tactile Image Projection". *Nature*, v. 221, 8th March, p. 963-4.
- BÉKÉSI, G. (1967). *Sensory Inhibition*. Princeton Press, USA.
- BUTIKOFER, R. and LAWRENCE, P.D. (1978). "Electrocutaneous nerve stimulation - I: model and experiment". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 25, p. 526-531.
- CARPENTER, R.H.S. (1993). *Neurophysiology*. London: Edward Arnold, 2. ed., p. 108-122.
- CASTRO, M.C.F. e CLIQUET JR, A. (1996). "Uma luva intrumentalizada para tetraplégicos". *RBE Caderno de Engenharia Biomédica*, v. 12, n. 1, p. 41-56.
- CLEALAND, J.G. and WINFIELD, D.L. (1985). "NASA workshop proceedings: extravehicular activity gloves. Research Triangle Park NC: Research Triangule Institute". *Apud*: Tan B.T. "Sensor application to the space-suit glove". In: *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*. Ed.: J.G. Webster. New York: John Wiley & Sons, p. 331-340.
- CLIPPINGER, F.A.; SEABER, A.V.; McELHANEY, J.H.; HARRELSON, J.M. and MAXWELL, G.M. (1982). "Afferent sensory feedback for lower extremity prosthesis". *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 169, p. 202-206.
- COLLINS, C.C. (1971). "A portable seeing aid prototype". *Journal of Biomedical Systems*, v. 2, n. 5, p. 3-9.
- COLLINS, C.C. and BACH-Y-RITA, P. (1973). "Transmission of pictorial information through the skin". *Advances in Biological and Medical Physics*, v. 14, p. 285-315.
- COLLINS, C.C. and MADEY, J.M.J. (1974). "Tactile sensory replacement". *Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium*, v. 13, p. 15-26.

- DEUTSCH, S. and DEUTSCH, A. (1993). *Understanding the Nervous System: An Engineering Perspective*. New York: IEEE Press., USA.
- DOBELLE, W.H.; MLADEJOVSKY, M.G. and GIRVIN, J.P. (1974). "Artificial vision for blind: electrical stimulation de visual cortex defers hope for a functional prostheses". *Science*; v. 183, p. 440-444.
- DURLACH, N.I. and MAVOR, A.S. (1995). "Haptic Interfaces". In: *Virtual Reality: Scientific and Technological Challanges*. Washington: National Academy Press, p. 161-187.
- FONSECA, D.V.; ARAÚJO, M.V.; MALENA, G.P.G.; BARANAUSKAS, V. and CLIQUET JR., A. (1994). "Studies in a tactile vision substitution systems". *Physics in Medicine and Biology*, v. 39a, n. 2, p. 865.
- FOULKE, E. (1964). "The locus dimension as a basis for electrocutaneous communication". *The Journal of Psychology*, v. 57, p. 253-257.
- GELDARD, F.A. (1957). "Adventures in tactile literacy". *The American Psychologist*, v. 12, p. 115-124.
- GELDARD, F.A. (1960). "Some neglected possibilities of communication". *Science*, v. 131, n. 3413, p. 1583-8.
- GELDARD, F.A. (1982). "Saltation in somesthesia". *Psychological Bulletin*, v. 92, n. 1, p. 136-175.
- GELDARD, F.A. and SHERRICK, C.E. (1965). "Multiple cutaneous stimulation: the discrimination of vibratory patterns". *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 37, n. 5, p. 797-802.
- GELDARD, F.A. and SHERRICK, C.E. (1983). "The cutaneous saltatory area and its presumed neural basis". *Perception and Psychophysics*, v. 37, n. 4, p. 299-304.
- GIBSON, R.H. (1968). "Electrical stimulation of pain and touch". In: *The Skin Senses*. Ed.: D.R. Kenshalo, Springfield, Illinois: Charles C. Thomas, p. 223-260.
- HAYNES, M.L. and CRAGO, P.E. (1991). "The use of FES technology to implement an extended physiological proprioception controller". *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 13, n. 2, p. 898-899.
- HIRSCH, J. (1973). "Rate control in man-machine systems". *Proceedings of the Conference on Cutaneous Communications Systems Development*, p. 65-72.
- HOSHIMIYA, N.; IZUMI, T.; FUJII, A.; FUTAMI, R.; IFUKUBE, T. e HANDA, Y. (1986). "Sensory feedback for FNS system". *Activities Report on Functional Electrical Stimulation (FES)*, Japan, p. 68-70.

- HOSHIMIYA, N.; IZUMI, T.; TSURUMA, M.; FUTAMI, R.; IFUKUBE, T. and HANDA, Y. (1987). "Electrocutaneous phantom sensation as a sensory feedback method". *Proceedings of the IX Symposium on External Control of Human Extremities*, Belgrade, p. 341-51.
- JANSSON, G. (1983). "Tactile guidance of movement". *International Journal of Neuroscience*, v. 19, p. 37-46.
- KACZMAREK, K.A.; BACH-Y-RITA, P.; TOMPKINS, W.J. and WEBSTER, J.G. (1985). "A tactile vision-substitution system for the blind: computer-controlled partial image sequencing". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 32, n. 8, p. 602-608.
- KACZMAREK, K.A.; WEBSTER, J.G.; BACH-Y-RITA, P. and TOMPKINS, W.J. (1991). "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 1, p. 1-16.
- KACZMAREK, K.A.; WEBSTER, J.G. and RADWIN, R.G. (1992). Maximal dynamic range "electrotactile stimulation waveforms". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 39, n. 7, p. 701-15.
- KACZMAREK, K.A. and BACH-Y-RITA, P. (1995). "Tactile displays". In: *Virtual Environments and Advanced Interface Design*, Ed.: W. Barfield and T. Furness III. Oxford University Press, USA, p. 348-414.
- KILGORE, K.L.; PECKHAM, P.H.; KEITH, M.W. and THROPE, G.B. (1993). "An implanted upper extremity neuroprosthesis". *Proceedings of RESNA '93: From Vision to Reality with Technology*, Las Vegas, USA, June 12-17, p. 404-405.
- KIRMAN, J.H. (1974). "Tactile apparent movement: the effects of interstimulus onset interval and stimulus duration". *Perception and Psychophysics*, v. 15, n. 1, p. 1-6.
- KUME Y. and OHZU H. (1980). "Electrocutaneous stimulation for information transmission -- I: optimum waveform eliciting stable sensation without discomfort". *Acupuncture and Electro-Therapeutics Research. Int. J.*, v. 5, p. 57-81.
- LOVELY, D.F.; HUDGINS, B.S. and SCOTT, R.N. (1985). "Implantable myoelectric control system with sensory feedback". *Medical and Biological Engineering*, vol. 23, pp. 87-89.
- MACKENZIE, I.S. (1995). "Input devices and interaction techniques for advanced computing" In: BARFIELD, W. and FURNESS III, T. *Virtual Environments and Advanced Interface Design*, Oxford University Press, USA, p. 437-470.
- MANN, R.W. and REIMERS, S.D. (1970). "Kinesthetic sensing for the EMG controlled 'Boston Arm,'" *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, v. 11, p. 110-115.
- MASON, J.L. and MACKAY, N.A.M. (1976). "Pain sensations associated with electrocutaneous stimulation". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 23, p. 405-409.

- McLEOD, K.J.; LOVELY, D.F. and SCOTT, R.N. (1987). "A biphasic pulse burst generator for afferent nerve stimulation". *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 25, p. 77-80.
- MELEN, R.D. and MEINDL, J.D. (1971). "Electrocutaneous stimulation in a reading aid for the blind". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 18, n. 1, p. 1-3.
- MLADEJOVSKY, M.G.; EDDINGTON D.K.; EVANS J.R. and DOBELLE, W.H. (1976). "A computer-based brain stimulation system to investigate sensory prostheses for the blind and deaf". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 23, n. 4, p. 286-296.
- NEUMAN, M.R.; CRAGO, P.E.; PECKHAM, P.H.; RISO, R. and CHIZECK, H. (1987). "Artificial sensory transducers". *Quarterly Progress Report Number 2 for the National Institute of Neurological and Communicative Disorders and Stroke*, Maryland, USA.
- NEUMAN, M.R.; CRAGO, P.E.; PECKHAM, P.H. and Van DOREN, C. (1990). "Prosthetic sensory transducers". *Quarterly Progress Report Number 1 for the National Institute of Neurological and Communicative Disorders and Stroke*, Maryland, USA.
- NOHAMA, P. (1997). "Investigação em Propriocepção Artificial". Tese de Doutorado. Departamento de Engenharia Biomédica. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP.
- NOHAMA, P., LOPES, A.V. e CLIQUET JR., A. (1992). "Estimulador para evocação do fenômeno Phi tátil". *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambu, MG, Brasil, 20-24/11/92, p. 192-5.
- NOHAMA, P.; LOPES, A.M.V.A. and CLIQUET JR A. (1994). "A Microprocessed Phi tactile phenomenon-based stimulator". *Physics in Medicine and Biology*, v. 39a (suppl), p. 872.
- NOHAMA, P.; LOPES, A.M.V.A. and CLIQUET JR., A. (1995a). "Electrotactile stimulator for artificial proprioception". *Artificial Organs*, v. 19, n. 3, p. 225-30.
- NOHAMA, P.; LOPES, A.M.V.A. and CLIQUET, JR. A. (1995b). "A 3-channel electrocutaneous stimulator for tactile phi phenomenon investigation". *Proceedings of 1995 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, n. 2, p. 1011-1015.
- NUNZIATA, E.; PEREZ, C.; JARMUL, E.; LIPETZ, L.E. and WEED, H.R. (1989). "Effect of tactile stimulation pulse characteristics on sensation threshold and power consumption". *Annals of Biomedical Engineering*, v. 17, p. 423-435.
- OPTACON. TeleSensory, N. Bernardo Ave., Mountain View, CA, USA.
- ORIAN, M.D. and GIBBONS, D.T. (1987) "Position proprioception in a microcomputer-controlled prostheses". *Medical & Biological Engineering & Computing*; v. 25, p. 294-298.

- PEREZ, C.A. and WEED, H.R. (1991). "Optimization of the relationship between pulse width, pulse frequency and sensation thresholds for vibrotactile information transfer". *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 13, n. 4, p. 1805-1806.
- PFEIFFER, E.A. (1968). "Electrical stimulation of sensory nerves with skin electrodes for research, diagnosis, communication and behavioral conditioning: a survey". *Medical & Biological Engineering*, v. 6, p. 637-651.
- PHILLIPS, C.A.; HEARD, D.C.Y.; KOUBEK, R.J. and HENDERSHOT, D.M.A. (1990). "Sensory feedback system for constant velocity control during EMS-RGO ambulation". *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 12, n. 5, p. 2260-2261.
- PHILIPS, C.A. (1988). "Sensory feedback control of upper-and lower-extremity motor prostheses". *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 16, n. 2, p. 105-140.
- PHILLIPS, C.A.; KOUBEK, R.J. and HENDERSHOT, D.M. (1991). Walking while using a sensory tactile feedback system: potential use with a functional electrical stimulation orthosis. *Journal of Biomedical Engineering*, v. 13, p. 91-96.
- PHILIPS, C.A.; GALLIMORE, J.J. and HENDERSHOT, D.M. (1995). "Walking when utilizing a sensory feedback system and an electrical muscle stimulation gait orthosis". *Medical Engineering and Physics*, v. 17, n. 7, p. 507-513.
- POLETTI, C.J. and Van DOREN, C.L. (1995). "Perceptual interactions between electrocutaneous loudness and pitch". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 3, n. 4, p. 334-342.
- PRIOR, R.E.; CASE, P.A. and LYMAN, J. (1976). "Supplemental sensory feedback for VA/NU myoelectric hand: background and feasibility". *Bull. Prosth. Res.*, v. 10, p. 170-190.
- RISO, R.R. (1988). "Sensory augmentation for enhanced control of FNS systems". In: MITAL, A.; KARWOWSKI, W. (1988). *Ergonomics in Rehabilitation*. Francis and Taylor, Philadelphia, USA, p. 253-271.
- RISO, R.R. and IGNANI, A.R. (1985). "Electrocutaneous sensory augmentation affords more precise shoulder position command generation for control of FNS orthoses". *Proceedings of RESNA 8th Annual Conference*, Memphis, Tennessee, p. 228-230.
- RISO, R.R. and IGNANI, A.R. (1986). "Sensory feedback of machine state and shoulder position command information for use with FNS hand orthosis". *Proceedings of RESNA 9th Annual Conference*, p. 325-328.
- RISO, R.R.; IGNANI, A.R. and KEITH, M.W. (1989). "Electrocutaneous sensations elicited using subdermally located electrodes". *Automedica*, v. 11, pp. 25-42.

- RISO, R.R.; IGNANI, A.R. and KEITH, M.W. (1991). "Cognitive feedback for use with FES upper extremity neuroprostheses". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 1, p. 29-38.
- SAUNDERS, F.A. (1983). "Information transmission across the skin: high-resolution tactile sensory aids for the deaf and the blind". *International Journal of Neuroscience*, v. 19, p. 21-8.
- SAUNDERS, F.A. and COLLINS, C.C. (1971). "Electrical stimulation of the sense of touch". *Journal of Biomedical Systems*, v. 2, n. 7, p. 27-37.
- SCOTT, R.N.; BRITAIN, R.H.; CALDWELL, R.R.; CAMERON, A.B. and DUNFIELD, V.A. (1980). "Sensory-feedback system compatible com myoelectric control". *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 18, p. 65-69.
- SCHMID, H.P. and BEKEY, G.A. (1978). "Tactile information processing by human operators in control systems". *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, v. 8, n. 12, p. 660-666.
- SCHMIDL, H. (1977). "The importance of information feedback in prostheses for upper limbs". *Prosthetics and Orthotics International*, v. 1, p., 21-24.
- SCHMIDT, R.F. (1986). "Somatovisceral sensibility". In: *Fundamentals of Sensory Physiology*. Ed.: R.F. SCHMIDT. New York:Springer-Verlag, p. 30-67.
- SHANNON, G.F. (1976). "A Comparison of alternative means of providing sensory feedback on upper limb prostheses". *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 14, n. 3, p. 289-294.
- SHERRICK, C.E. (1975). "The art of tactile communication". *American Psychologist*, v. 30, p. 353-360.
- SHERRICK, C.E. (1984). "Basic and applied research on tactile aids for deaf people: progress and prospects". *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 75, n. 5, p. 1325-42.
- SHERRICK, C.E. and ROGERS, R. (1966). "Apparent haptic movement". *Perception and Psychophysics*, v. 1, p. 175-180.
- SOLOMONOW, M. and CONAWAY, C. (1983). "Plasticity in electrotactile frequency discrimination". *IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care*, p. 570-574.
- SOLOMONOW, M. and LYMAN, J. (1977). "Artificial sensory communications via the tactile sense - space and frequency optimal displays". *Annals of Biomedical Engineering*, v. 5, p. 273-86.
- SOLOMONOW, M. and LYMAN, J. (1980). "Electrotactile stimulation relevant to sensory-motor rehabilitation: a progress report". *Bulletin of Prosthetics Research*, v. 17, n. 1, p. 63-72.

- SOLOMONOW, M. and PRADOS, D. (1982). "Further evidence on learning in the tactile sense". *IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care*, p. 339-42.
- SOLOMONOW, M.; RAPPLEE, L.; LYMAN, J. (1978). "Electrotactile two point discrimination as a function of frequency, pulse width and pulse, time delay". *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 6, pp. 117-25.
- SOLOMONOW, M.; HERSKOVITZ, J.S. and LYMAN, J. (1979). "Learning in the tactile sense". *Annals of Biomedical Engineering*, v. 7, p. 127-134.
- SOLOMONOW, M.; LYMAN, J. and FREEDY, A. (1977). "Electrotactile two point discrimination as a function of frequency, body site, laterality, and stimulation codes". *Annals of Biomedical Engineering*, v. 5, n. 1, p. 47-60.
- STEVENS, J.C. (1973). "Psychophysical invariances in proprioception". In: *Conference on Cutaneous Communications Systems Development*, Ed. F. Geldard, p. 73-77.
- SZETO, A.Y.J. and LYMAN, J. (1977). "Comparison of codes for sensory feedback using electrocutaneous tracking". *Annals of Biomedical Engineering*, v. 5, p. 367-383.
- SZETO, A.Y.J. and CHRISTENSEN, K.M. (1988). "Technological devices for deaf-blind children: needs and potential impact". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, p. 25-29.
- SZETO, A.Y.J.; PRIOR, R.E. and LYMAN, J. (1979). "Electrocutaneous tracking: a methodology for evaluating sensory feedback codes". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 26, n. 1, p. 47-49.
- SZETO, A.Y.J. and SAUNDERS, F.A. (1982). "Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-29, n. 4, p. 300-08.
- SZETO, A.Y.J. and RISO, R.R. (1990). "Sensory feedback using electrical stimulation of the tactile sense". In: *Rehabilitation Engineering*, Ed.: R.V. Smith and J.H. Leslie JR, CRC Press, USA, p. 29-78.
- SZETO, A.Y.J. and FARRENKOPF, G.R. (1992). "Optimization of single electrode tactile codes". *Annals of Biomedical Engineering*, v. 20, p. 647-665.
- SZETO A.Y.J. and CHUNG, Y. (1986). "Effects of training on human tracking of electrocutaneous signals". *Annals of Biomedical Engineering*, v. 14, p. 369-381.
- TACHI, S.; TANIE, K.; KOMORIYA, K. and ABE, M. (1982). "Electrocutaneous communication in seeing-eye robot (MELDOG)". *IEEE Frontiers of Engineering in Health Care*, p. 356-361.

- TACHI, S.; TANIE, K.; KOMORIYA, K. and ABE, M. (1985). "Electrocutaneous communication in a guide dog robot (MELDOG)". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 32, p. 461-9.
- TACTICON. Tacticon Corp., Concord, CA, USA.
- TANIE, K.; TACHI, S.; KOMORIYA, K. and ABE, M. (1977). "Study of electrocutaneous parameters for application to dynamic tactual communication systems". *Proceedings of the 1st Mediterranean Conference in Medical and Biological Engineering*, p. 17.65-17.68.
- TRIGGS, T.J. and LEVISON, W.H. (1973). "Some experience with flight-related electrocutaneous and vibrotactile displays". In: *Conference on Cutaneous Communications Systems Development*, Ed.: F. Geldard, p. 57-64.
- WALKER, C.F.; LOCKHEAD, G.R.; MARKIE, D.R. and McELHANEY, J.H. (1977). "Parameters of stimulation and perception in an artificial sensory feedback system". *Journal of Bioengineering*, vol. 1, p. 251-260.
- WHITE, B.W.; SAUNDERS, F.A.; SCADDEN, L.; BACH-Y-RITA, P. and COLLINS, C.C. (1970). "Seeing with the skin". *Perception and Psychophysics*, v. 7, n. 1, p. 23-27.
- WERTSCH, J.J. and BACH-Y-RITA, P. (1986). "Pilot studies in the area of sensory substitution". *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 24, n. 1, p. 302-303. In: MOKSHAGUNDAM, A. "Sensor application to peripheral neuropathy of the hand". Apud: *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*, Ed.: J.G. Webster. New York: John Wiley and Sons, p. 299-307.
- Van DOREN, C.L.; RISO, R.R. and MILCHUS, K. (1991). "Sensory feedback for enhancing upper extremity neuromuscular prostheses". *Journal of Neurological Rehabilitation*, v. 5, n. 1, p. 63-74.
- VALLBO, A.B. and JOHANSSON, R.S. (1984). "Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation". In: KACZMAREK, K.A.; WEBSTER, J.G.; BACH-Y-RITA, P. and TOMPKINS, W.J. (1991). "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 1, p. 1-16.
- VERRILLO, R.T. (1985). "Psychophysics of vibrotactile stimulation". *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 77, n. 1, p. 225-232.
- ZHU, H. (1988). "Electrotactile Stimulation". In: *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*, Ed.: J.G. Webster, New York: John Wiley and Sons.

PHANTOM SENSATION: ELECTROTACTILE STIMULATION PROGRESS IN ARTIFICIAL PROPRIOCEPTION

Percy Nohama³ and Alberto Cliquet Jr.⁴

ABSTRACT -- Electrotactile stimulation has been shown a powerful method for substituting the sensory channels of hearing and seeing and it seems to be the best technique applicable in the restoration of the proprioceptive and kinesthetic functions of spinal cord injured and amputee individuals. This paper presents the state of the art in artificial proprioception applied technology, with a special view on the phantom sensation concept: tactile Phi Phenomena and saltation effect; the least explored method up til now.

Keywords: Proprioception, Electrotactile stimulation, Tactile Phi phenomenon.

³ Professor, Dept. of Informatics, PPGC, Pontificia Universidade Católica do Paraná (PUC PR). Rua Imaculada Conceição 1155, Prado Velho, Curitiba, PR, CEP 80215-901.

⁴ Associate Professor, Dept. of Biomedical Engineering, FEEC, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). C.P. 6040, Campinas, SP, CEP 13081-970.