

A Evolução do Eletrodo no Registro dos Potenciais Elétricos Cardíacos: Um pouco de história

Artigo de
Atualização

The Development of the Electrode for Recording Cardiac Electrical Potentials: A brief history

Paulo Ginefra*

Resumo

O presente artigo é uma história resumida sobre os primeiros empregos de eletrodos para o registro das diferenças de potenciais elétricos entre duas áreas do coração humano. Os eletrodos são usados desde meados do século XIX até a atualidade e, principalmente, após a construção do galvanômetro de corda original criado por Willem Einthoven, em 1901, na Holanda. Após a definição matemática dos potenciais elétricos originados do coração, postulada por Einthoven durante a primeira década do século XX, outros autores como Sir Thomas Lewis (Inglaterra), Frank Wilson e E. Goldberger (EUA), Sodi-Pallares (México) e outros, aprimoraram os registros eletrocardiográficos e sua interpretação, baseados na teoria vetorial de Wilson, a qual é ainda usada na prática médica. Atualmente, os eletrodos são usados largamente como uma simples e pequena placa de metal no ECG de repouso na prática diária, no ECG dinâmico, nos monitores, nos laboratórios de pesquisa, nos métodos invasivos e nos marca-passos. Esta é a grande importância de um simples eletrodo, que não chama muito a atenção por ser uma coisa tão simples, mas que é de grande importância para a vida profissional.

Palavras-chave: Eletrocardiografia, Histórico, Eletrodos

Abstract

This paper offers a brief history of the electrode: a simple but very important instrument for recording the differences of potentials between two electrical areas of the human heart. Electrodes have been used since the mid-XIX century through to the present day, after the original string galvanometer was developed by Willem Einthoven in 1901 in the Netherlands. Based on the mathematical definition of the electrical potentials originating from the heart postulated by Einthoven during the first decade of the XX century with his galvanometer, other authors such as Sir Thomas Lewis (England), Frank Wilson and E. Goldberger (USA), and Sodi-Pallares (Mexico) improved electrocardiographic recordings and their interpretations, based on the vectorial theory of Wilson, which is still used in medical practice. Today, electrodes are widely used as a simple metal plates for recording the rest ECG in the clinical practice and for monitoring the ECG in research laboratories, in catheters for electrophysiological studies and as well as in pace-makers. This reflects the great importance of the simple electrode, which attracts little attention but is extremely important for medical practitioners.

Keywords: Electrocardiography, Electrode, History

* Serviço de Cardiologia - Hospital Universitário Pedro Ernesto da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) - Rio de Janeiro (RJ), Brasil

Correspondência:

Paulo Ginefra | Rua Barão de Itambi, 21 ap.702 - Flamengo - Rio de Janeiro (RJ), Brasil - 22231-000

Recebido em: 24/05/2007 | Aceito em: 08/06/2007

Introdução

No cotidiano do homem, nem sempre se presta atenção às coisas banais. É o que acontece com as tradicionais e velhas placas de metal que são usadas para registrar um eletrocardiograma.

Por trás da banalidade dessas placas, até hoje empregadas pelos mais sofisticados equipamentos de registro elétrico do coração, está toda uma história narrando como os antigos pesquisadores, físicos, fisiologistas e médicos que viveram nos dois últimos séculos, criaram a dupla de eletrodos para registrar as diferenças de potencial elétrico entre dois pontos de tecidos nervosos e do coração, constituindo a base de toda a eletrofisiologia atual.

O emprego do eletrodo para registro de potenciais elétricos em animais de laboratório e sua investigação no homem é conhecido desde a metade do século XIX, quando se publicaram os primeiros resultados dos experimentos sobre a atividade elétrica dos nervos periféricos e a contração de músculos esqueléticos.

Em 1856, Kollicker e Muller¹ demonstraram a presença de correntes elétricas de ação que provocavam contraturas musculares em preparações nervo-músculo de rãs, estimuladas por fios elétricos, sendo observado também por outros investigadores da época.

Em 1887, Waller^{2,3}, usando um instrumento denominado eletrômetro capilar criado anos antes por Lippmann, foi o primeiro a demonstrar a mensuração da quantidade de corrente elétrica que circulava no corpo humano, associada à contração do coração. O eletrômetro consistia num tubo de vidro contendo mercúrio embaixo e ácido sulfúrico diluído, que permanecia em cima, por ser mais leve que o mercúrio. (Figura 1). A mudança de carga elétrica que passava pelo sistema alterava a tensão superficial do mercúrio, deslocando-o para cima ou para baixo, indicando a diferença de potencial existente⁴ (Figura 2). Seria este um sistema químico de eletrodos de registro?

Somente em 1901, Einthoven⁵ registrou, pela primeira vez no homem, com acurácia e quantitativamente, a corrente elétrica gerada pelo coração e propagada pela superfície do corpo, empregando pares de eletrodos constituindo uma derivação bipolar e registrando os eventos obtidos, com galvanômetro de corda (Figura 3), assim denominado por ele, por ser constituído de um fino fio de quartzo que se deslocava à passagem de uma corrente elétrica, observado através de um microscópio acoplado ao aparelho.

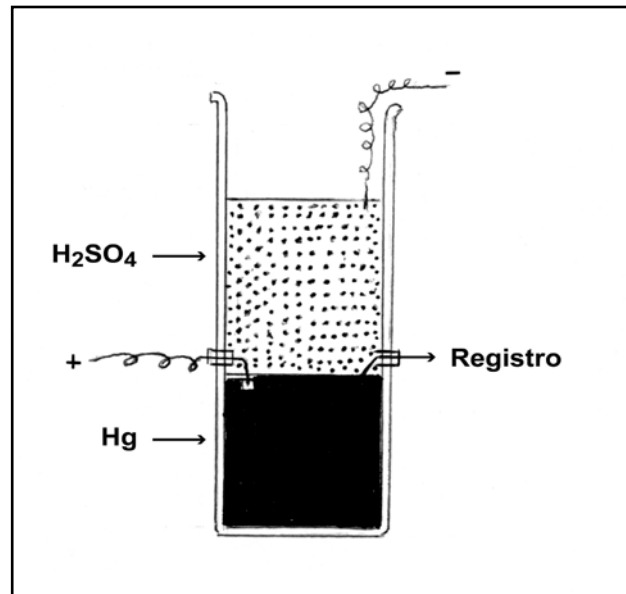


Figura 1

Tubo capilar de vidro (amplificado), demonstrando o princípio básico do eletrômetro capilar de Gabriel Lippman (1872): eletrodos são colocados nas superfícies do mercúrio (em negro) e do ácido sulfúrico (em pontilhado). A passagem da corrente elétrica altera a tensão superficial do mercúrio que se move em ondas que são registradas.

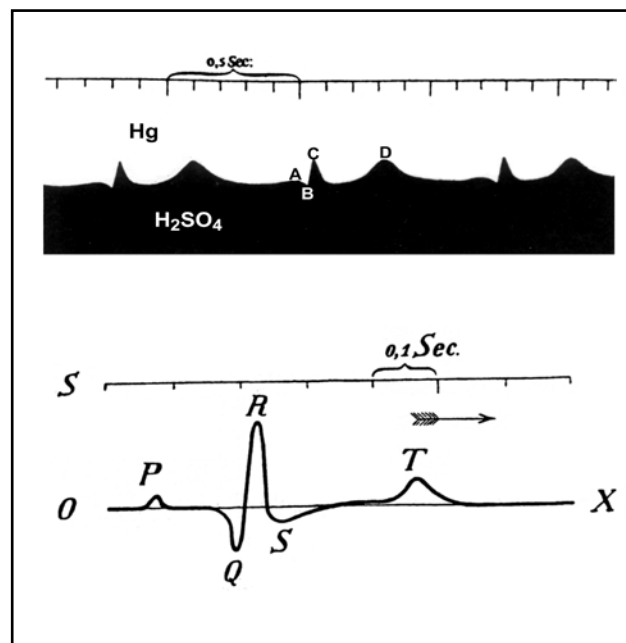


Figura 2

Potenciais elétricos do coração correspondentes às ondas P, QRS e T (em negro), registrados pelo eletrômetro capilar de Lippman. Abaixo, o ECG que Einthoven comparou com o registro do eletrômetro. (Einthoven W. Pflugers Arch. 1903;99:472. Einthoven Foundation)^{2,3}

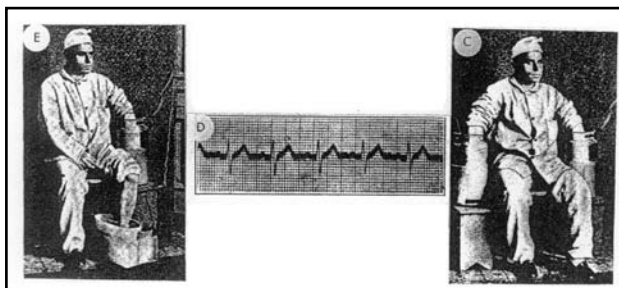


Figura 3
À direita (C), a derivação D_1 de Einthoven: braços dentro dos recipientes contendo solução salina concentrada; à esquerda (E), derivação D_2 obtida com o braço e perna esquerdos dentro de outros recipientes⁶.

Os eletrodos eram, na verdade, recipientes como potes de metal ligados por fios ao galvanômetro. Os potes continham solução de cloreto de sódio concentrado e neles o paciente mergulhava as duas mãos e o pé esquerdo; a solução salina servia como elemento condutor de eletricidade entre o metal e a pele do paciente (Figura 3). Os potes faziam três pares de eletrodos bipolares: os braços direito e esquerdo formavam a derivação a que chamou de *lead I* (D_1); o braço direito com a perna esquerda *lead II* (D_2) e o braço esquerdo com a perna esquerda *lead III* (D_3); a perna direita que tinha o mesmo potencial da esquerda tinha a função de terra (Figura 4).

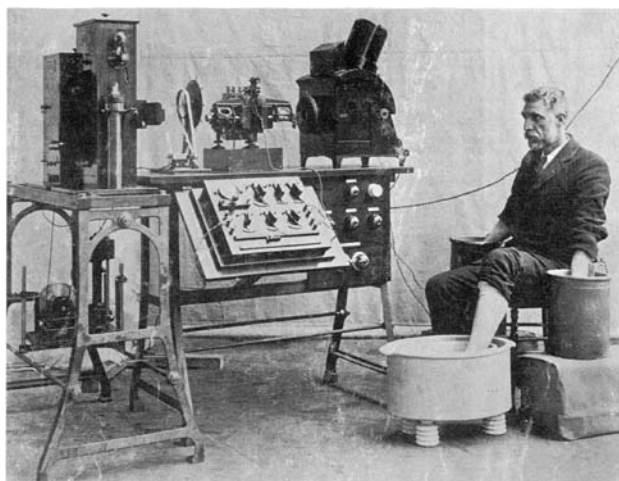


Figura 4
Galvanômetro de corda de Einthoven já modificado, fabricado pela *Cambridge Instrument*, em 1911. Os braços e a perna esquerda estão mergulhados em recipientes contendo solução salina, para o registro das três derivações D_1 , D_2 e D_3 . (*Cambridge Instrument Company, Inc, New York, 1911; Bulletin 1089*).

Com essas três derivações, Einthoven registrava as diferenças de potencial entre os braços e as pernas, resultantes da corrente elétrica gerada pelo coração que circulava por todo o corpo do indivíduo, considerado

um bom condutor de eletricidade. A passagem da corrente elétrica pelo galvanômetro movia o fio de quartzo para cima ou para baixo e lateralmente, registrando o impulso que era gravado em papel ou placa fotográfica de vidro usada na época.

Com as três derivações bipolares dos membros, e a partir da lei de eletricidade de Kirchhoff que estabelecia que “em um circuito fechado, a soma algébrica das diferenças de potencial é igual a zero”, e observando que em todos os indivíduos normais, o potencial registrado em D_2 era sempre maior que o de D_1 e de D_3 , Einthoven pôde formular sua famosa lei: “O potencial de D_2 é igual ao de D_1 menos o de D_3 , ($D_2 = D_1 - D_3$)”. O triângulo formado pelas três derivações era matematicamente correto e os registros sempre confirmavam sua teoria sobre os potenciais elétricos do coração do homem normal.

Em 1902, Einthoven já havia obtido experiência com um galvanômetro mais sensível e com ele registrou o eletrocardiograma (ECG) de um paciente no Hospital Universitário a uma milha de distância de seu laboratório, por cabo telefônico, que já era usado na época em comunicações por cabos submarinos. A esta modalidade de registro, Einthoven chamou de “telecardiograma”⁶.

Em 1915, Lewis e Rothschild⁷ já correlacionavam a distribuição periférica das fibras de Purkinje nos ventrículos com seus achados, na seqüência da ativação elétrica cardíaca. Estes autores já usavam eletrodos de agulha em cães, para poder registrar potenciais elétricos em nível do miocárdio. De acordo com os resultados, eles preconizaram que a ativação elétrica dos ventrículos se fazia da base do coração para o ápice, e de maneira simultânea nos dois lados do septo interventricular, abrindo-se em leque para ambos os ventrículos (Figura 5), criando o conceito de que a ativação do coração se faria por igual do septo para as paredes livres ventriculares.

Em 1929, Gould⁸ já utilizara agulha-eletrodo inserida como pólo positivo no coração que fora estimulado eletricamente, durante uma parada cardíaca de uma criança. Teria sido o primeiro caso de ressuscitação cardíaca registrada na história da cardiologia.

Em 1933, a partir das três derivações bipolares de Einthoven, Wilson et al.⁹ neutralizaram dois dos eletrodos do sistema com uma resistência de 5.000 Ohms, igualando o seu potencial próximo de zero, transformando o eletrodo que ficou livre em eletrodo-explorador, criando assim as derivações unipolares dos membros, as quais denominaram

de R (*right arm*), L (*left arm*) e F (*foot*). A este sistema foi dado o nome de Central Terminal de Wilson, em homenagem ao autor, com o qual se demonstraram os potenciais elétricos isolados dos braços direito e esquerdo e da perna esquerda; a perna direita tinha função de terra. Contudo, os eventos registrados por este sistema eram de muito baixa voltagem, o que foi corrigido depois por Goldberger¹⁰, que modificou a central terminal ampliando a voltagem dos eventos registrados, denominando então as derivações em aVR, aVL e aVF (a=*augmented*; V=*potential*). Somente 10 anos depois, Wilson et al.¹¹ comunicaram a obtenção do ECG precordial, distribuindo o eletrodo explorador nos pontos convencionais do precórdio, em número de seis (de V_1 a V_6).

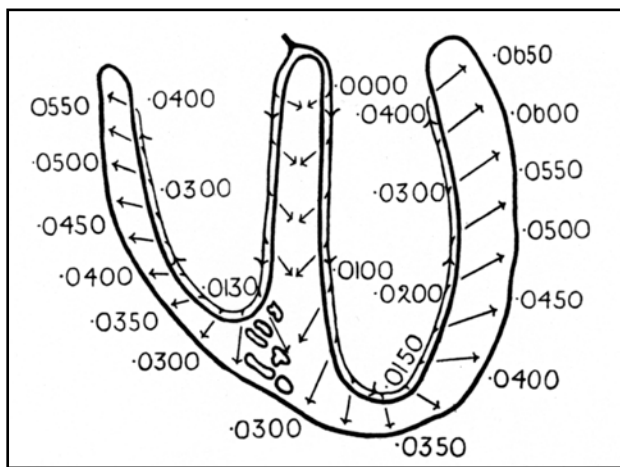


Figura 5

Propagação da onda de ativação ventricular, segundo o conceito de Lewis e Rothschild: a onda de ativação se propaga em leque para os ventrículos, a partir do septo interventricular⁷.

Com a criação desses eletrodos já convencionados na década de 40, o ECG tornou-se um exame não-invasivo capaz de avaliar o estado do miocárdio por meio da análise dos potenciais elétricos gerados pelo coração, dando início a numerosas pesquisas clínicas e experimentais citadas na literatura nas décadas seguintes.

Em 1947, Sweet¹² empregou com sucesso em duas paradas cardíacas durante cirurgia, agulhas-eletrodos na região do nodo sinusal para estimular o coração. Na mesma época, há citações de outros autores que empregaram agulhas para estimular o coração durante cirurgia, a tórax fechado ou mesmo aberto.

As agulhas foram e ainda são empregadas em trabalhos experimentais em animais de laboratório, devido à sua praticidade, introduzindo-as no tecido

celular subcutâneo dos membros, ou no corpo do animal, evitando assim a raspagem de pêlo.

Em 1949, Ling e Gerard¹³ criam e empregam microeletrodo capilar de vidro fino, unipolar, com menos de 1μ de diâmetro, para registro de potenciais elétricos intracelulares, preenchidos com solução salina concentrada (Figura 6). Esse tipo de eletrodo foi largamente empregado por Hoffman e Cranefield¹⁴, em seus famosos estudos sobre o potencial de ação das células cardíacas.

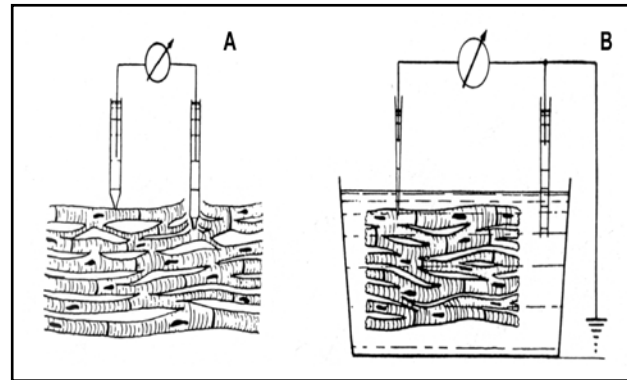


Figura 6

Exemplo de microeletrodos de vidro. Em A, registro do potencial de membrana; em B, o registro da fibra miocárdica (intracelular). O eletrodo indiferente está mergulhado em solução nutritiva¹³. (Bellet S. Clinical disorders of the heart beat. Philadelphia: Lea & Febiger; 1963;56)

O microeletrodo de vidro era introduzido na fibra miocárdica para registro do potencial elétrico intracelular, medindo-se as fases de despolarização, repolarização e períodos refratários da fibra cardíaca, em condições normais e patológicas (Figura 6). O eletrodo era obtido de um tubo fino de ensaio com suas extremidades fixas em um aparelho distensor e aquecido. Uma vez que o vidro atingia o ponto de fusão, o distensor esticava o vidro incandescente até o ponto mais fino, sendo então avaliado para menos de 1 micron de diâmetro, o que se fazia levando-o ao microscópio¹⁵. Ao colocar-se então no interior do tubo a solução salina como condutor elétrico, posicionava-se a ponta do eletrodo no interior da célula com o auxílio do microscópio e registrava-se seu potencial elétrico¹⁵.

No final da década de 50, já surgiam eletrodos em seqüência, em pares (eletrodo bipolar), dispostos em um trocater, para registro simultâneo de uma área determinada do coração (Figura 7)¹⁶. O trocater media cerca de 0,5cm de diâmetro, dotado de uma extremidade perfurante, e no seu interior passavam os fios que ligavam cada eletrodo a um terminal de um eletroencefalógrafo de alta velocidade ou

de um pré-amplificador. Deste modo, o trocater, atravessando o septo interventricular ou uma parede livre do coração, posicionava cada par de eletrodos em uma área a ser explorada e os potenciais se registravam simultaneamente no aparelho (Figura 8).

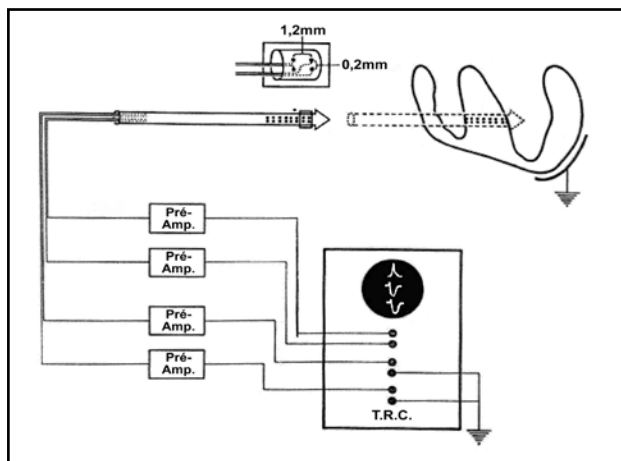


Figura 7
Esquema de um trocater-eletrodo, contendo oito pares de eletrodos seqüenciais, ligados a um oscilógrafo, atravessando o septo interventricular de cão. Cada par na figura está ligado a um pré-amplificador e estes a um oscilógrafo de três canais¹⁷.

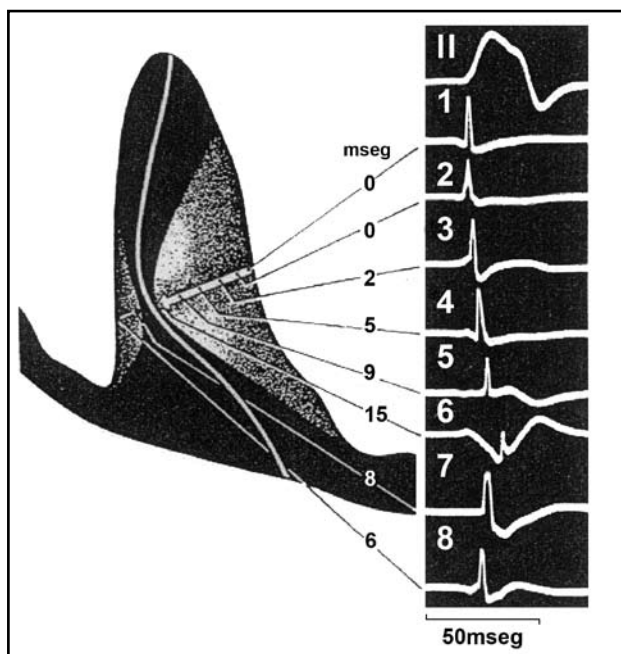


Figura 8
Trocater-eletrodo posicionado na superfície septal esquerda do septo interventricular de coração de cão e seus respectivos potenciais elétricos locais. Observar que o eletrodo 1 registra o potencial mais precoce, e o 6 o potencial mais tardio, indicando que a ativação elétrica do septo inicia-se na superfície septal esquerda e termina na direita¹⁷.

Foi com este tipo de eletrodos que Sodi-Pallares et al.¹⁶ desenvolveram no México os famosos trabalhos experimentais sobre o processo de ativação do coração de cão em condições normais e em presença de bloqueios de ramo, realizados no mesmo animal^{16,17}. Esses trabalhos demonstraram a validade da teoria vetorial de Wilson, lançada na década anterior, e constituíram a base de toda a eletrocardiografia moderna, estabelecendo a existência de três vetores básicos da ativação ventricular do coração: o do septo interventricular, o vetor resultante da ativação dos ventrículos e o da porção póstero-basal, explicando as configurações das derivações periféricas e precordiais do ECG de repouso em condições normais e nas patologias cardíacas. O emprego dos vetores permitiu a rápida compreensão do processo de ativação cardíaca e das morfologias do ECG, permitindo ao cardiologista o diagnóstico imediato de uma anormalidade e nas situações de risco.

A partir de 1951, desenvolveram-se eletrodos acoplados a extremidades de cateteres para estimular o coração internamente durante uma parada cardíaca¹⁸. Nesse tipo de procedimento, a energia procedia de corrente elétrica alternada. Foi o início do marca-passo artificial, havendo na literatura várias citações sobre os vários procedimentos. Somente em 1961, Zoll et al.¹⁹ empregaram pela primeira vez o marca-passo provido de bateria própria, com um gerador implantado no abdômen, entre a pele e o tecido celular subcutâneo. Um cabo provido de um eletrodo bipolar na ponta era conectado ao gerador e a ponta com o eletrodo era alojado na zona trabecular do ventrículo direito. Surgiu, assim, o primeiro marca-passo implantado.

No final da década de 50 e nos anos 60, eletrodos bipolares e unipolares foram implantados em cateteres para registro invasivo através de cateterismo cardíaco, sendo notáveis os trabalhos de Alaniz et al.²⁰ no México, que estudaram a atividade elétrica do sistema atrioventricular do cão, dando início aos primeiros estudos sobre o eletrograma do feixe de His^{21,22}. Os estudos sobre a condução hisiana foram objeto de numerosos trabalhos nas décadas de 70 e 80, mudando, inclusive, vários conceitos antigos existentes sobre a condução elétrica cardíaca até então vigentes na eletrocardiografia clínica. Foi quando se criaram os primeiros cateteres-eletrodos amplamente empregados então, cabendo a Scherlag et al.²³ o primeiro registro da atividade elétrica do feixe de His no homem, com cateter-eletrodo multipolar.

Já nas décadas de 80 e 90, desenvolveram-se os

estudos invasivos eletrofisiológicos, empregando-se cateteres-eletrodos de vários pares de eletrodos em seqüência, para o mapeamento de áreas arritmogênicas, atriais e ventriculares. O mapeamento indicava a área provável da origem da arritmia, que era estimulada com o objetivo de se reproduzir a arritmia do paciente. Uma vez posicionado o cateter-eletrodo na área, o cateter era substituído por outro provido de um pólo positivo na ponta, com o qual se deflagrava a fulguração, procedendo-se assim, a ablação do foco arritmogênico.

Um dos primeiros procedimentos de ablação elétrica por cateter-eletrodo com o emprego dessa metodologia no Brasil, foi realizado no Hospital Universitário Pedro Ernesto da UERJ, em 1991, por Barbosa et al.²⁴, em um caso de fibrilação atrial e síncope, em uma paciente com síndrome de Wolf-Parkinson-White de alto risco. A paciente tinha tido vários episódios de síncope, tendo sido ressuscitada de morte súbita e que após a ablação não mais teve surtos de arritmia.

Com a evolução dos cateteres e com a obtenção de novos métodos de mapeamento de áreas

arritmogênicas, e com o emprego da radiofrequência em lugar da fulguração, o tratamento das arritmias cardíacas tornou-se um método muito mais seguro para o tratamento das mesmas. Atualmente empregam-se cateteres-eletrodos multipolares, como o cateter de 24 pólos (12 pares de derivações bipolares) fabricado pela *Cordis – Webster Inc., USA*.

Um cateter deste tipo, denominado duodecapolar, está posicionado no átrio direito de um paciente com *flutter* atrial, através da veia cava inferior (Figura 9). Ele dispõe de 12 pares de eletrodos numerados de 1-2 (situado na extremidade distal do cateter à altura da veia cava inferior), até o número 23-24, na porção média-proximal do cateter (situada próximo ao forame ovale)²⁵. Os eletrodos (ORB 1-2 até ORB 23-24) são os que registram os potenciais elétricos locais da área que está em contato com o eletródio sobre o endocárdio (são os pares a partir da terceira linha de registros). Ao lado da figura, observam-se os registros eletrofisiológicos que cada par de eletrodo inscreve. Na parte inferior da figura, vê-se outro cateter com dois pares de eletrodos sobrepondo-se ao istmo, entre a veia cava inferior e o anel tricúspide, junto à válvula tricúspide. Este

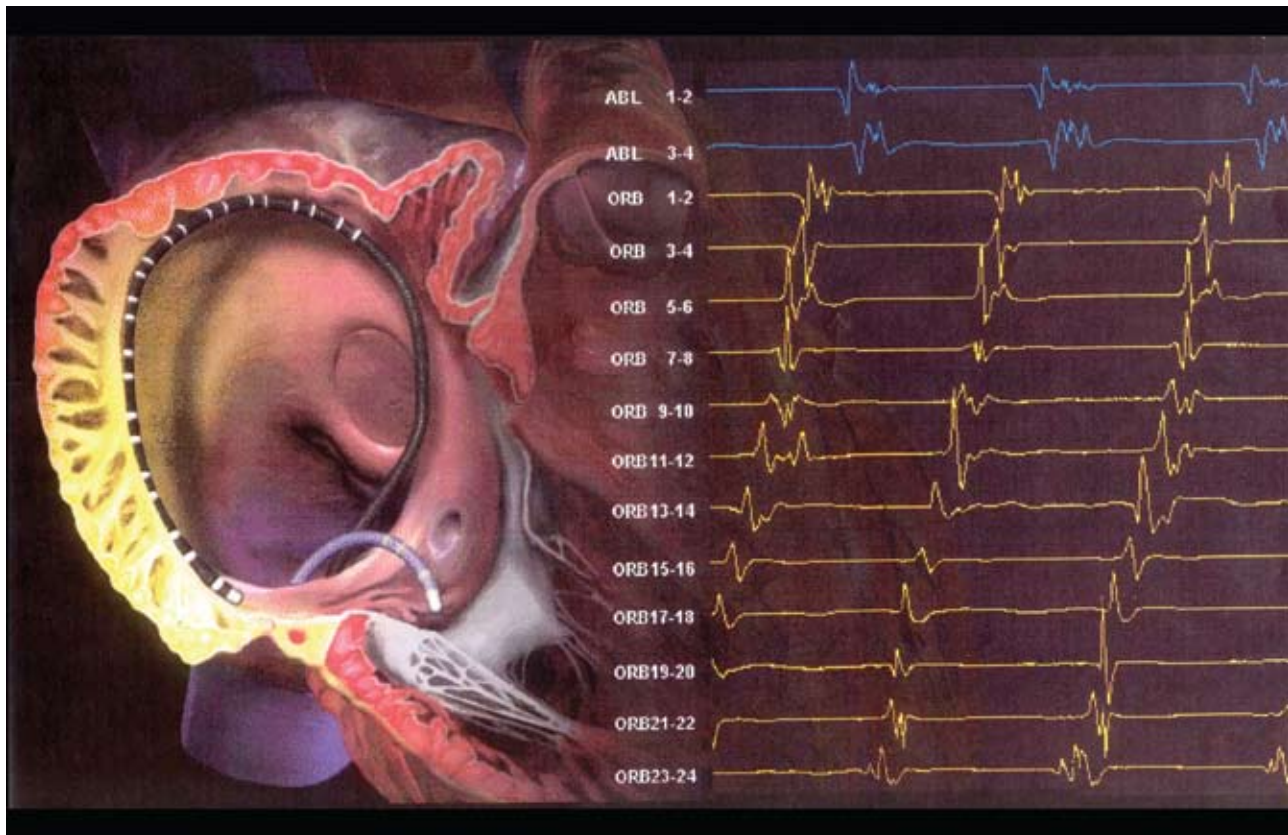


Figura 9

Cateter-eletrodo com 14 pares de eletrodos bipolares empregado atualmente para o mapeamento endocárdico e ablação elétrica por radiofrequência (fabricado pela *Cordis-Webster, Inc, USA*)²⁵ (vide texto).

é o cateter que fará a ablação elétrica nessa área, cujos pares de eletrodos 1-2 e 3-4 estão no início dos registros eletrofisiológicos (nas duas primeiras linhas de registro).

No presente caso, a onda de ativação do átrio durante o *flutter* é inicialmente registrada no par de eletródios ORB 21-22, ou seja, na porção alta do átrio junto ao septo e acima do forame oval; faz um giro anti-horário, desce pela parede direita do átrio direito, passa pelo istmo e alcança outra vez o ponto inicial, perpetuando o *flutter* atrial anti-horário.

A ablação então se faz ao nível do istmo onde está posicionado o cateter da ablação, dispara-se a radiofrequência e ablaçiona-se a área; com isto interrompe-se o circuito, cessando a arritmia²⁵.

Observar, no registro eletrofisiológico, que a ativação elétrica inicia-se na órbita 21-22 (porção alta do átrio, parte médio-proximal do cateter), inscrevendo o primeiro complexo elétrico e à medida que a onda de ativação progride para completar o ciclo, vão se inscrevendo os demais complexos, um após o outro, até reiniciar o circuito.

Portanto, o *flutter* do presente caso, é istmo-dependente, propaga-se para o átrio em sentido anti-horário e tem seu circuito eliminado por ablação elétrica por radiofrequência.

Cateteres-eletrodos multipolares cada vez mais sofisticados têm sido criados pela indústria especializada, como o cateter-eletródo tipo cesto, com 64 pólos de eletrodos, que se abre como se fora um "guarda-chuva" na cavidade cardíaca a ser estudada (*basket catheter*). Aberto, tem a forma de um cesto com cabos providos de eletrodos que fazem contato com a área ou áreas a serem ablaçadas.

Atualmente, os eletrofisiologistas têm muitas opções para o tratamento das arritmias cardíacas, empregando cateteres ideais para cada caso, tratando com sucesso não só as arritmias como também os distúrbios da condução atrioventricular.

Pode-se concluir assim que, coisas aparentemente banais, podem, na verdade, serem consideradas de grande valia em tudo o que nos cerca e muito especialmente na prática médica diária e, mais ainda, na própria cardiologia, para obter-se maior acurácia nos métodos de estudo.

Referências

1. Kollicher A, Muller H. Nachweis der negativen schwankung des muskelstromes am naturlich sich contrahierten muskel verhandl. J Phys Med Gesellsch. 1856;6:528.
2. Waller AD. A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat. J Physiol. 1887;8:229.
3. Waller AD. The electromotive properties of human heart. Brit Med J. 1888;75:1.
4. Fishman AP, Richards DW. Circulation of the blood: men and ideas. New York: Oxford; 1964:295.
5. Einthoven W. Un nouveau galvanomètre. Arch Neerl Sci Ex Nat. 1901;6:625-33.
6. Einthoven W. Le tèlecardiogramme. Arch Int Physiol. 1906;4:132.
7. Lewis T, Rothschild MA. The excitatory process in the dog's heart. Part II. The Ventricles. Philos Trans R Soc Biol Sci. 1915;206:181-83.
8. Gould SE. Pathology of the Heart – In Hyman AS – Resuscitation of the stopped heart by intracardial therapy. Arch Int Med. 1932;50:283.
9. Wilson FN, Johnston FD, Macleod AG, et al. Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode. Am Heart J. 1934;9:447-58.
10. Goldberger E. Simple electrocardiographic electrode of zero potential and technic of obtaining augmented unipolar extremity leads. Am Heart J. 1942;23:483-92.
11. Wilson FN, Johnston FD, Rosenbaum FF, et al. The precordial electrocardiogram. Am Heart J. 1944;27:19-85.
12. Sweet WH. Stimulation of sino-atrial nodo for cardiac arrest during operation. Bull Am Coll Surg. 1947;32:234.
13. Ling G, Gerard RW. The normal membrane potential of frog Sartorius fibers. J Cell Physiol. 1949;34:383-96.
14. Hoffman BF, Cranefield PF. Electrophysiology of the Heart. New York: McGraw-Hill; 1960:1-41.
15. Levy M. Comunicação pessoal. Department of Investigative Medicine. The Mount Sinai Hosp of Cleveland, Ohio, 1970.
16. Sodi-Pallares D, Calder RM. New bases of electrocardiography. St. Louis: Mosby; 1956:404-26.
17. Medrano GA, Pileggi F, Sotomayor A, et al. Nuevas investigaciones sobre la activación del tabique interventricular en condiciones normales y con bloqueo de rama. Parte I: Estudio de la porción posterobasal del tabique. Arch Inst Cardiol Mex. 1956;26:616-43.
18. Callahan JC, Bigelow WG. An electrical artificial pacemaker for standstill of the heart. Ann Surg. 1951;134:8.

19. Zoll PM, Frank MA, Zarsky LR, et al. Long-term electric stimulation of the heart in Stokes-Adams disease. *Ann Surg.* 1961;154:330.
20. Alanis J, Gonzales H, Lopez E. The electrical activity of the bundle of His. *J Physiol.* 1958;142:127-40.
21. Scherlag BJ, Kosovsky BD, Damato AN. Technique for ventricular pacing from the His bundle of the intact heart. *J Appl Physiol.* 1967;22:584-92.
22. Scherlag BJ, Helfant RH, Damato AN. A catheterization technique for His bundle stimulation and recording in the intact dog. *J Appl Physiol.* 1968;25:425-28.
23. Scherlag BJ, Lau SH, Helfant RH, et al. Catheter technique for recording His bundle activity in man. *Circulation.* 1969;39:13-18.
24. Barbosa EC, Ginefra P, Rocha PJ. Síndrome de Wolff-Parkinson-White de alto risco: Tratamento por ablação elétrica do feixe anômalo. Relato de caso. *An Acad Nac Med.* 1991;151:113-24.
25. Kalman JM, Olgin JE, Saxon LA, et al. Activation and entrainment mapping defines the tricuspid annulus as the anterior barrier in typical atrial flutter. *Circulation.* 1996;94:398-406.