

Effets des courants d'impulsions unipolaires sur le corps humain

Autor(en): **Biegelmeier, G. / Homberger, E.**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association Suisse des Electriciens, de l'Association des Entreprises électriques suisses**

Band (Jahr): **74 (1983)**

Heft 22

PDF erstellt am: **13.09.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-904891>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Effets des courants d'impulsions unipolaires sur le corps humain

G. Biegelmeier et E. Homberger

Les travaux du Comité d'études «Installations électriques des bâtiments» de la Commission Electrotechnique Internationale (CEI) servent de référence pour toutes les normes de sécurité de la CEI. La publication n° 479 «Effets du courant passant par le corps humain» traite seulement des courants traversant le corps en continu. Compte tenu de l'ampleur que prend la technique d'impulsions, il s'agit maintenant de considérer également les effets des courants d'impulsions unipolaires.

Die Arbeiten des Studienkomitees «Elektrische Installationen in Gebäuden» der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) bilden die Grundlagen für alle Sicherheitsnormen der IEC. Die bestehende Publikation Nr. 479 «Wirkungen des Stromes auf den menschlichen Körper» berücksichtigt nur kontinuierlich fließende Ströme. Mit der zunehmenden Verbreitung der Impulstechnik sind jetzt aber auch die Wirkungen der unipolaren Impulsströme entsprechend zu berücksichtigen.

1. Etat des connaissances

Depuis déjà longtemps, on a observé en électropathologie, où les risques d'accidents croissent de plus en plus du fait de l'emploi toujours plus grand d'appareils électroniques, les effets des courants d'impulsions unipolaires, la plupart du temps sous la forme de décharges de condensateurs. Même pour les clôtures électriques, il est nécessaire de connaître avec exactitude les limites des dangers causés par les impulsions de courant.

Pour la première fois *O. Stauss* [1] a réalisé des mesures quantitatives, quand on a voulu savoir quelles capacités il convenait d'employer dans les utilisateurs, d'une part pour atteindre le meilleur niveau possible d'antiparasitage et d'autre part pour éviter dans tous les cas des dangers et, même si possible, tout effet d'effroi. *O. Stauss* s'est livré sur des personnes à des recherches du seuil de perception des décharges de condensateur et du niveau de douleur qu'elles provoquent, par une brève mise en contact ou par la saisie d'électrodes de grande surface.

Quand, plus tard, on commença à mettre en place des défibrillateurs électriques dans les salles d'opération et à proposer l'électrochoc comme premier secours pour les fibrillations ventriculaires, on s'aperçut rapidement que la décharge d'un condensateur utilisée comme électrochoc était un bon moyen d'éliminer les fibrillations ventriculaires. En 1956 *Kouwenhoven* [2] et en 1963 *Peleska* [3, 4] ont entrepris d'importantes recherches pour pouvoir apprécier les dangers de cette méthode.

Les essais de *Kouwenhoven* ont porté sur des mesures à cœur ouvert (chiens d'un poids de 8 à 20 kg) et des recherches sur des animaux. Sous une tension de charge minimale de 500 V, une énergie de charge minimale de 5 Ws a été nécessaire pour supprimer les fibrillations ventriculaires, en utilisant des électrodes circulaires d'un pouce de diamètre placées sur les faces opposées du cœur.

Avec une énergie de charge supérieure à 5 Ws, il n'y a pas non plus de fibrillations, si la décharge a lieu sur un cœur fonctionnant normalement, tandis que des énergies de charge inférieures provoquent les fibrillations.

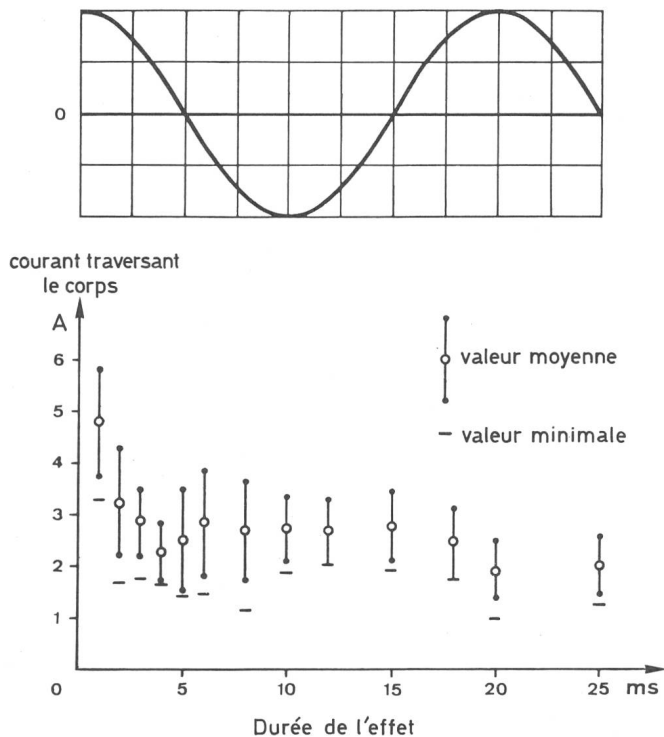
Pour les recherches sur les animaux, les électrodes (chacune d'une section d'environ 150 cm²) ont été placées à droite et à gauche du thorax. Les décharges inférieures à 50 Ws n'ont pas provoqué d'irrégularités du cœur. Des décharges entre 80 et 150 Ws ont conduit à des fibrillations ventriculaires. Avec le même dispositif, la défibrillation apparaît avec des énergies supérieures à 500 Ws sous des tensions de quelques milliers de volts. Les travaux de *Kouwenhoven* ne précisent pas la forme des courants d'impulsions. Il convient de remarquer également que pendant cette série d'essais sur les animaux, du fait de l'importance des électrodes, le cœur se trouvait pendant la décharge dans un champ électrique pratiquement homogène.

Peleska a entrepris des recherches sur des chiens d'un poids entre 20 et 25 kg. Il a appliqué tout d'abord des décharges de condensateurs pures, avec des électrodes de section de 15 à 17 cm² placées sur les côtés opposés du thorax. Dans ces conditions, la résistance du corps entre les électrodes était de 40 Ω environ. Il a utilisé des capacités de 0,5 à 100 μ F sous des tensions entre 0,5 et 6 kV. Les constantes de temps étaient ainsi de 20 μ s à 4 ms pour des décharges de condensateur pures. Dans un second stade, une inductance (0,27 Henry, 27 Ω) était branchée en série avec le condensateur. On a ainsi obtenu une oscillation très atténuée avec deux demi-ondes, la seconde n'ayant que 30% de l'amplitude de la première.

Tandis que les décharges pendant les essais de *Kouwenhoven* étaient réparties au hasard au-dessus de la phase cardiaque, *Peleska* a commandé les décharges dans les trois phases cardiaques, c'est-à-dire qu'elles se répartissaient entre la systole absolue, la systo-

Adresse des auteurs

G. Biegelmeier, professeur, Heiligenstädterstrasse 187, A-1190 Wien, et E. Homberger, ingénieur en chef, Inspection fédérale à courant fort, case postale, 8034 Zurich.



le relative et la diastole. Les essais ont débuté avec des énergies de charge importantes qui ont été réduites par paliers. Pendant ces essais, on a moins défini le seuil de fibrillation et davantage observé les différentes formes d'arythmie provoquées, avec des énergies élevées, par les dégâts sur le myocarde.

Peleska mentionne qu'il a observé deux formes de fibrillations: l'une arrive aussitôt après l'impulsion, et ce pour des énergies relativement faibles, l'autre pour des énergies élevées, souvent après plusieurs minutes, après que se soient présentés d'importants troubles du rythme.

On a observé la première forme avant tout dans la phase vulnérable, et elle devrait être identique à la forme observée lors d'un accident électrique à basse tension. Elle commence à se présenter pour des tensions de charge de 0,5 ou 1 kV et des capacités de 12 à 100 μ F, ce qui correspond à des énergies de charge entre 1,5 et 50 Ws. Aussi bien Kouwenhoven que Peleska affectent les effets observés plutôt à l'énergie de charge qu'à la quantité d'électricité, bien qu'il semble y avoir des limites pour la tension de charge.

Dalziel a tenté d'évaluer les limites du danger, en se basant sur les caractéristiques techniques des accidents électriques, mais là se présente toujours la difficulté du fait que la résistance du corps demeure une inconnue dans le circuit où l'accident se produit [5].

Les essais réalisés par Peleska avec des condensateurs et des inductances ont abouti à des formes d'impulsions identiques à des impulsions sinusoïdales demi-onde, si bien que l'examen des dangers dus aux courants d'impulsions doit aussi tenir compte des impulsions sinusoïdales et rectangulaires brèves.

Les essais réalisés sur des chiens par Kouwenhoven à une fréquence de 60 Hz montrent que pour une impulsion sinusoïdale demi-onde, le seuil de fibrillation se situe à environ 1,8 A pour une probabilité de 50% [6]. Ce qui correspondrait, à une énergie égale, à 1,6 A à 50 Hz. Jacobsen a déjà indiqué cette valeur [7] pour des porcelets. Knickerbocker a aussi fait des mesures du seuil de fibrillation avec des impulsions rectangulaires [8], mais de durée très courte 50 ms. Il constate qu'avec cette durée le seuil de fibrillation est le même en alternatif qu'en continu, si l'on mesure la valeur efficace. Cela indique que l'énergie de l'impulsion, qui déclenche la fibrillation, avec des du-

rées d'impulsion brèves, est d'une grande importance.

Les récentes recherches de Green [9] confirment cette constatation, comme les mesures réalisées par Antoni sur le cœur des cochons d'Inde [10]. Green a fait des recherches sur des chiens avec des courants circulant longitudinalement. Il s'agissait de brèves impulsions en courant alternatif de 1 à 25 ms pendant la phase vulnérable du cœur, le courant étant réglé au maximum. La figure 1 montre les résultats de Green, où l'on distingue l'onde sinusoïdale du courant d'excitation attribuée aux valeurs de mesure en fonction de temps. La figure 2 montre les formes d'impulsion établies de cette manière pour des durées de 1, 2, 3, 4 et 5 ms.

Pour ces formes d'impulsion, on peut déduire des valeurs de crête I_p , les valeurs moyennes arithmétiques et du second degré, donc la valeur moyenne I_{av} et la valeur efficace I_{rms} par les intégrales:

$$I_{av} \cdot t_i = \int_{T/4}^{T/4+t_i} I_p \cdot \sin \omega t \cdot dt$$

$$I_{rms}^2 \cdot t_i = \int_{T/4}^{T/4+t_i} I_p^2 \cdot \sin^2 \omega t \cdot dt$$

$$T = \frac{2\pi}{\omega}$$

qui donnent les relations du tableau I.

Facteurs de calcul pour la valeur moyenne arithmétique I_{av} et la valeur efficace I_{rms}

Tableau I

| Durée d'impulsion ms | Valeur moyenne arithmétique I_{av} | Valeur efficace I_{rms} |
|----------------------|--------------------------------------|---------------------------|
| 1 | $0,955 \cdot I_p$ | $0,975 \cdot I_p$ |
| 2 | $0,923 \cdot I_p$ | $0,9245 \cdot I_p$ |
| 3 | $0,845 \cdot I_p$ | $0,85 \cdot I_p$ |
| 4 | $0,756 \cdot I_p$ | $0,77 \cdot I_p$ |
| 5 | $0,636 \cdot I_p$ | $0,7 \cdot I_p$ |

Green a encore poursuivi deux autres séries de recherches, toutefois avec un nombre de mesures très restreint, si

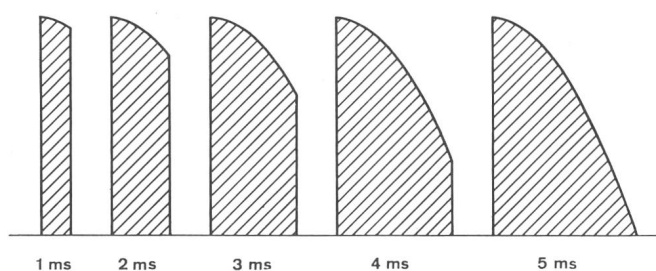


Fig. 2
Formes des impulsions des recherches de Green pour des durées d'impulsions de 1, 2, 3, 4 et 5 ms

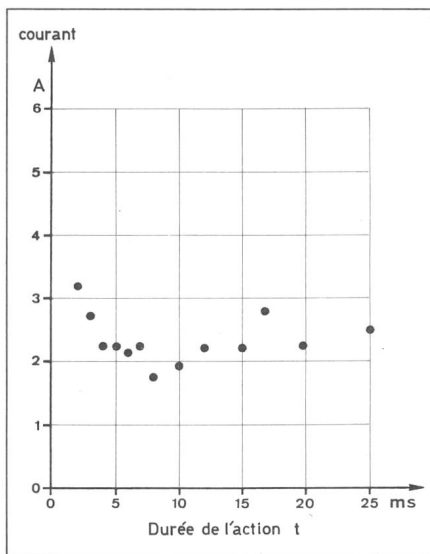


Fig. 3 Courants de fibrillation I (valeurs de crête) pour des impulsions alternatives de 1 à 25 ms selon Green [9]

Début du courant 2 ms avant la valeur de crête

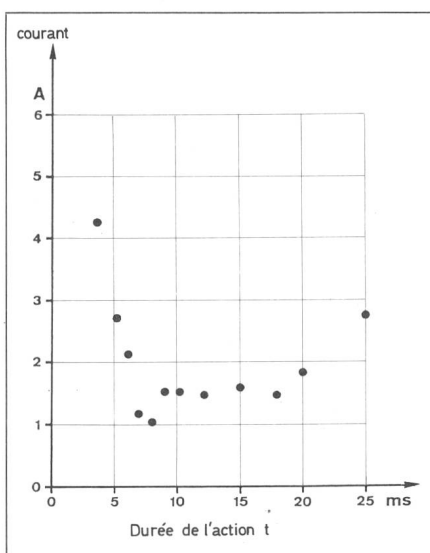


Fig. 4 Courants de fibrillation (valeur de crête) pour des impulsions alternatives de 1 à 25 ms selon Green [9]

Début du courant au passage à zéro

bien qu'il ne soit pratiquement pas possible d'établir une analyse statistique. Les figures 3 et 4 donnent les résultats de ces séries de mesure. Pour l'une d'elles le courant est appliqué 2 ms avant d'atteindre sa valeur de crête, pour l'autre le passage du courant commence au passage à zéro, qui produit une impulsion demi-onde en 10 ms. Comme prévu, les valeurs mesurées ainsi sont plus faibles que dans le cas d'impulsions bipolaires, l'action de la première impulsion est compensée en partie par le sens opposé du courant de la seconde moitié de l'impulsion.

Calcul de l'intensité du courant des impulsions pour les recherches de Green et des durées d'impulsions de 1-5 ms. Début de l'impulsion à la valeur de crête du courant. Tableau II

| Durée d'impulsion ms | Valeur de crête minimale du courant de fibrillation A | Valeur moyenne arithmétique minimale du courant de fibrillation A | Intensité du courant d'impulsion mAs |
|-------------------------|---|--|--|
| 1 | 4,8 | 4,8 | 4,58 |
| 2 | 3,3 | 3,04 | 6,08 |
| 3 | 2,9 | 2,46 | 7,4 |
| 4 | 2,3 | 1,74 | 6,9 |
| 5 | 2,5 | 1,6 | 7,9 |

Calcul de la valeur en ampères-carré-seconde pour les recherches de Green et des durées d'impulsion 1-5 ms. Début de l'impulsion à la valeur de crête du courant. Tableau III

| Durée d'impulsion ms | Valeur de crête minimale du courant de fibrillation A | Valeur efficace minimale du courant de fibrillation A | Ampères-carré-seconde m(A ² s) |
|-------------------------|---|---|--|
| 1 | 4,8 | 4,68 | 21,9 |
| 2 | 3,3 | 3 | 18 |
| 3 | 2,9 | 2,465 | 18,2 |
| 4 | 2,3 | 1,77 | 12,5 |
| 5 | 2,5 | 1,75 | 15,3 |

Valeurs de mesure de la série de recherches de Green pour des durées d'impulsion de 1-25 ms, avec les débits de courant en impulsions F_q et les énergies de fibrillation (ampères-carré/seconde) qui en dérivent, début d'impulsion à la valeur de crête du courant.

Tableau IV

| Durée d'impulsion ms | Nombre de mesure | Intensité de courant minimale de fibrillation $N_n(A)$ | | Débit de courant en impulsions F_q mAs | Energie de fibrillation spécifique m(A ² S) |
|-------------------------|---------------------|--|-----------------|--|---|
| | | Valeur de crête | Valeur efficace | | |
| 1 | 10 | 4,8 | 4,68 | 4,58 | 21,9 |
| 2 | 12 | 3,3 | 3,0 | 6,08 | 18,0 |
| 3 | 8 | 2,9 | 2,46 | 7,4 | 18,2 |
| 4 | 16 | 2,3 | 1,77 | 6,9 | 12,5 |
| 5 | 8 | 2,5 | 1,75 | 7,9 | 15,3 |
| 6 | 5 | 2,8 | - | 10,7 | 24,0 |
| 8 | 5 | 2,7 | - | 13,7 | 28,8 |
| 10 | 7 | 2,8 | 1,98 | 17,8 | 39,2 |
| 12 | 3 | 2,7 | - | 20,6 | 43,2 |
| 15 | 6 | 2,8 | 1,98 | 26,7 | 58,8 |
| 18 | 3 | 2,5 | - | 28,6 | 56,0 |
| 20 | 7 | 2,0 | 1,41 | 25,4 | 40,0 |
| 25 | 5 | 2,0 | 1,41 | 31,8 | 50,0 |

Le tableau II donne le calcul de l'intensité du courant des impulsions pour des durées d'impulsion de 1 à 5 ms et le tableau III le même calcul pour les courants du carré, donc les nombres d'ampères carré-seconde.

La grandeur physique I^2t , ampères-carré-seconde, prend une signification de plus en plus grande, non seulement en pathologie en tant qu'énergie de fibrillation spécifique, mais aussi dans la protection des lignes. Il conviendrait donc, en suivant l'exemple des

ampères-seconde transformés en Coulombs d'introduire une unité abrégée pour les ampères-carré-seconde.

Le tableau IV donne pour les durées d'impulsion jusqu'à 25 ms les valeurs de mesure de Green combinées aux intensités de courant par impulsions et aux ampères-carré-seconde qui en résultent pour la série de mesures commençant à la valeur de crête.

Le seuil de fibrillation demeure pratiquement constant pour des durées de passage de courant supérieures à 5 ms,

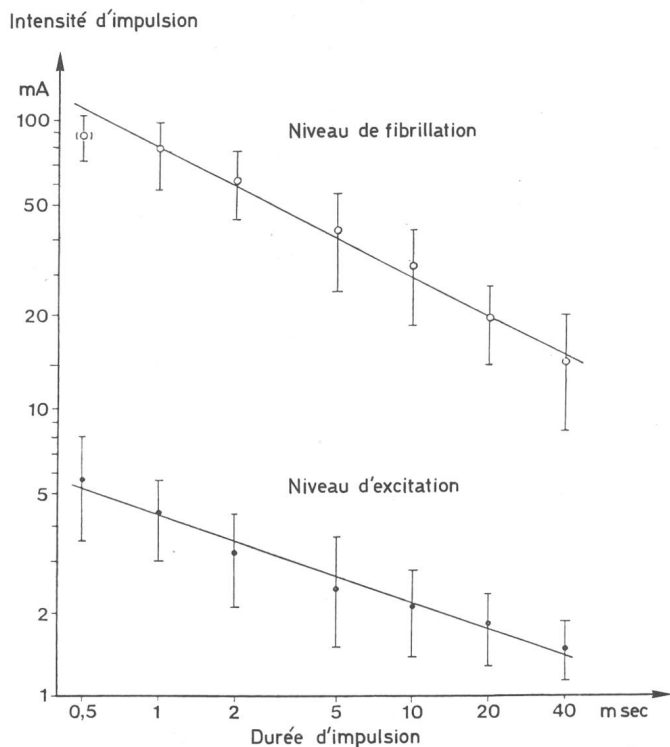


Fig. 5
Seuil d'excitation et seuil de fibrillation d'un cœur de cochon d'Inde excité par des impulsions rectangulaires

En échelle logarithmique sont représentées la durée et l'intensité des impulsions. Les points ou les cercles représentent des valeurs moyennes de 16 ou 14 mesures isolées sur un même nombre de cœurs.

puisque une tendance à l'accroissement est décelable d'après les recherches avec un début de passage de courant au passage à zéro et 2 ms avant la valeur de crête.

Il faut donc répéter que les évaluations statistiques ne peuvent être réalisées qu'avec la plus grande réserve avec les points de mesure dont on dispose et que les valeurs de mesure ne donnent que des points de repère grossiers. En première approximation et en première hypothèse pour les considérations ultérieures, l'énergie de fibrillation spécifique pourrait servir de critère pour provoquer des fibrillations avec des impulsions de différentes formes.

La figure 5 montre les essais d'Antoni sur le cœur des cochons d'Inde [10] excité par des impulsions rectangulaires de durée de 0,5 à 40 ms. Si l'on calcule $I \cdot t$ et $I^2 t$ à partir des valeurs de la figure 5 pour le seuil de fibrillation,

on constate que ce dernier suit plus la loi $I^2 t = \text{constante}$ que $I \cdot t = \text{constante}$. Les débits de courant par impulsions comme l'énergie de fibrillation spécifique sont des valeurs importantes pour apprécier le risque de fibrillation et la probabilité de déclencher des fibrillations ventriculaires.

2. Considérations théoriques sur le seuil de fibrillation avec des impulsions d'une durée inférieure à 5 ms

On connaît dans une certaine mesure le niveau de fibrillation pour des durées supérieures à 10 ms avec une excitation en courant continu ou alternatif de 50, 60 Hz [6, 7, 8, 13]. Le Comité d'études 64 de la CEI a créé un groupe de travail qui a défini, en se basant sur des recherches sur des animaux, une

courbe de sécurité pour des durées de passage d'un courant supérieures à 10 ms et des excitations à 50-60 Hz, qui fixe les limites à l'intérieur desquelles l'apparition de fibrillation dues au passage du courant est improbable, même sur des personnes. Des évaluations statistiques permettent également de préciser les probabilités de fibrillation à 5%, 50% et 95%. Le tableau V montre des zones de danger qui, selon les résultats de Green, peuvent être extrapolées jusqu'à une durée de 4 ms.

Pour pouvoir donner des indications pour une durée comprise entre 4 et 0,1 ms, qui présente de l'intérêt pour les courants par impulsions, il est proposé d'avoir recours de manière pragmatique aux seuils de fibrillation mesurés par Green pour 4 et 1 ms. Comme les valeurs $I^2 t$ augmentent dans cette zone, du fait des valeurs efficaces portées sur les courbes, les équations $I^2 t = \text{constante}$ et $I \cdot t = \text{constante}$ ne sont pas satisfaisantes et il est proposé d'utiliser, pour 50% de probabilité de fibrillation, les valeurs efficaces mesurées du tableau III, arrondies, en traçant une droite entre 4 et 1 ms.

La valeur à 50% de 1,6 A correspond au résultat de Kouwenhoven [13] pour une durée de passage de 10 ms, rapportée à 50 Hz, et se situe à peu près entre les valeurs de Green sur les essais de passage du courant au passage à zéro et à la valeur de crête pour une durée de 10 ms.

Une translation parallèle permet d'obtenir l'allure de la courbe pour d'autres probabilités de déplacement. On obtient ainsi les seuils de fibrillation (fig. 6) pour une durée de 0,1 à 10 ms.

Pour pouvoir comparer entre elles les impulsions de forme différente: impulsions rectangulaires, impulsions demi-ondes sinusoïdales et décharges de condensateur, on suppose, comme déjà dit, que l'énergie de l'impulsion est déterminante pour la comparaison.

Cette supposition, que les impulsions de forme différente ont la même action physiologique en ce qui concerne les fibrillations ventriculaires d'une durée inférieure à 4 ms, est facile à concevoir, si leur énergie est identique, mais l'expérience n'en apporte pas la preuve.

On suppose donc dans ce qui suit que, dans les conditions données (parcours du courant, phase du cœur, durée d'impulsion) la valeur $I^2 t$ d'une impulsion redressée pour une durée de 0,1 à 4 ms représente une valeur caracté-

Zones de danger pour les fibrillations ventriculaires avec des excitations en courant alternatif 50/60 Hz

Tableau V

| Durée d'action (ms) | 4 | 20 | 100 | 1000 | 10 000 |
|--|------|------|------|------|--------|
| Courbe de sécurité CEI | | | | | |
| $I_{s \text{ eff}}$ (mA) | 500 | 500 | 400 | 50 | 40 |
| 5% de probabilité de fibrillation $I_{5\% \text{ eff}}$ (mA) | 1000 | 1000 | 800 | 70 | 50 |
| 50% $I_{50\% \text{ eff}}$ (mA) | 1600 | 1600 | 1400 | 150 | 80 |
| 95% $I_{95\% \text{ eff}}$ (mA) | 3300 | 3300 | 2800 | 380 | 150 |

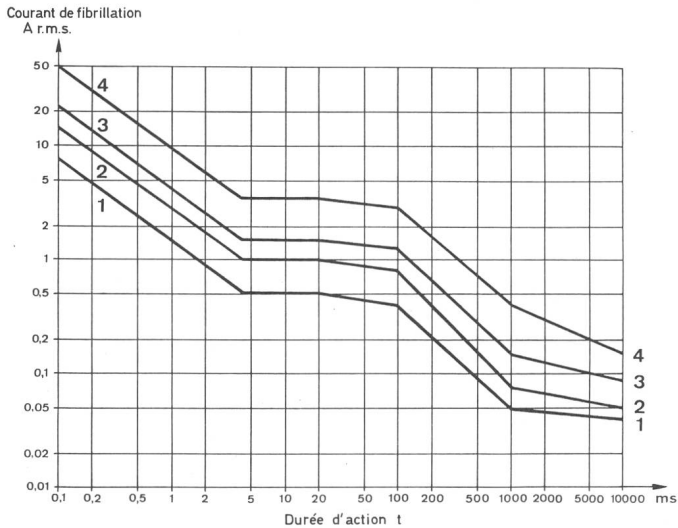


Fig. 6
Proposition d'une normalisation pour les adultes et les enfants
 Niveaux de fibrillation pour 5%, 50% et 95% de probabilité de fibrillation du myocarde et seuil de sécurité CEI S pour les durées d'action de 0,1 à 10 s
 1 Seuil de sécurité conforme à la CEI
 2 Seuil de fibrillation pour 5%
 3 Seuil de fibrillation pour 50%
 4 Seuil de fibrillation pour 95% de probabilité de déclenchement de fibrillation ventriculaire

téristique pour l'analyse des fibrillations du myocarde, c'est-à-dire que l'on peut lui attribuer une probabilité de fibrillation bien définie - on a appelé cette grandeur «l'énergie de fibrillation spécifique F_e », mesurée en A^2s ou en Ws/Ω .

Si l'on multiplie l'énergie de fibrillation spécifique F_e par la résistance du corps traversée par le courant, on obtient alors en Ws l'énergie dissipée dans le corps pendant l'impulsion. Dans le cas d'une décharge de condensateur, il faut déterminer la durée d'impulsion comme étant la durée pendant laquelle l'impulsion de courant décroît de 5% de sa valeur initiale. On peut négliger l'énergie résiduelle.

On utilise les symboles ci-après pour comparer les énergies de fibrillation par des impulsions rectangulaires, demi-ondes sinusoïdales, décharges de condensateur:

I_{DC} Courant (égal à la valeur efficace) de l'impulsion rectangulaire

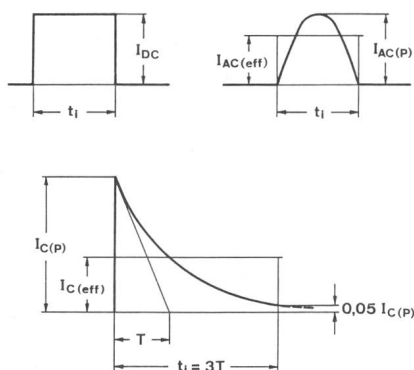


Fig. 7 Valeurs caractéristiques du courant des impulsions rectangulaires, demi-ondes sinusoïdales et de décharges de condensateur

- $I_{AC(eff)}$ Valeur efficace du courant de l'impulsion demi-onde sinusoïdale
- $I_{AC(P)}$ Valeur de crête du courant de l'impulsion demi-onde sinusoïdale
- $I_{C(eff)}$ Valeur efficace du courant de décharge de condensateur
- $I_{C(P)}$ Valeur de crête du courant de décharge de condensateur

La figure 7 en donne les relations.

Si la tension de charge du condensateur est U_c au début de sa décharge, la valeur de crête du courant de décharge du condensateur est limitée par la résistance initiale du corps humain R_A [12]. Pendant la décharge, cette résistance varie à la suite de la charge des capacités du corps, en fonction de la durée d'impulsion, jusqu'à la valeur en régime permanent R_r .

On peut ainsi calculer les énergies de fibrillation:

a) Impulsions rectangulaires:

$$F_e = I_{DC}^2 \cdot t_i$$

b) Impulsions demi-ondes sinusoïdales:

$$F_e = \frac{I_{AC(P)}^2}{2} \cdot t_i = I_{AC(eff)}^2 \cdot t_i$$

c) Décharge de condensateur de constante de temps T :

$$F_e = I_{C(P)}^2 \int_0^{\infty} e^{-\frac{2t}{T}} dt = I_{C(P)}^2 \cdot \frac{T}{2}$$

F_e est aussi égal à $I_{C(eff)}^2 \cdot t_i$ où la durée de l'impulsion est définie par t_i , d'après lequel l'impulsion de courant n'est plus que $0,05 I_{C(P)}$.

C'est le cas pour $t_i = 3T$

On obtient ainsi:

$$I_{C(P)}^2 \cdot \frac{T}{2} = I_{C(eff)}^2 \cdot t_i = I_{C(eff)}^2 \cdot 3T$$

si bien que $I_{C(eff)} = \frac{I_{C(P)}}{\sqrt{6}}$

La figure 8 montre la comparaison d'une impulsion rectangulaire, d'une impulsion demi-onde sinusoïdale et d'une décharge de condensateur avec la même durée d'impulsion et la même intensité de courant efficace en impulsion. Les valeurs ampères-carré-secondes des trois impulsions sont ainsi les mêmes, donc aussi leur énergie de fibrillation spécifique F_e . Il faut donc s'attendre aux mêmes risques de fibrillation ventriculaire.

On peut supposer que, dans le cas d'une intensité de courant en impulsion croissant à partir de valeurs non dangereuses, les fibrillations ventriculaires ne se produisent que pendant la phase vulnérable du cycle cardiaque. Dans les cas d'énergie d'impulsion importante, les recherches de *Peleska* [3, 4] montrent que les fibrillations apparaissent même si l'impulsion se situe en dehors de la phase vulnérable. Il est probable qu'alors des dommages sur le ventricule et des troubles de transmission jouent un rôle.

3. Seuil de perception

Les premières mesures sur le seuil de perception pendant des décharges de condensateur ont été réalisées par *O. Stauss* [1]. Il a mesuré des tensions et des charges, pour lesquelles il était senti un léger picotement dans les arti-

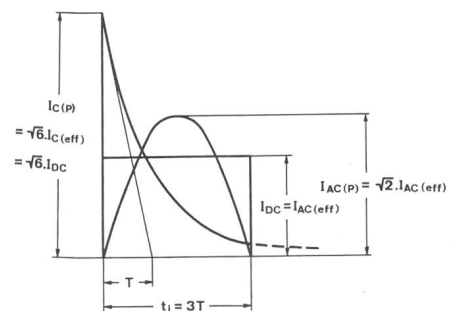


Fig. 8 Comparaison entre une impulsion rectangulaire, une impulsion demi-onde sinusoïdale et une décharge de condensateur, de même durée d'impulsion t_i et de même énergie de fibrillation spécifique F_e

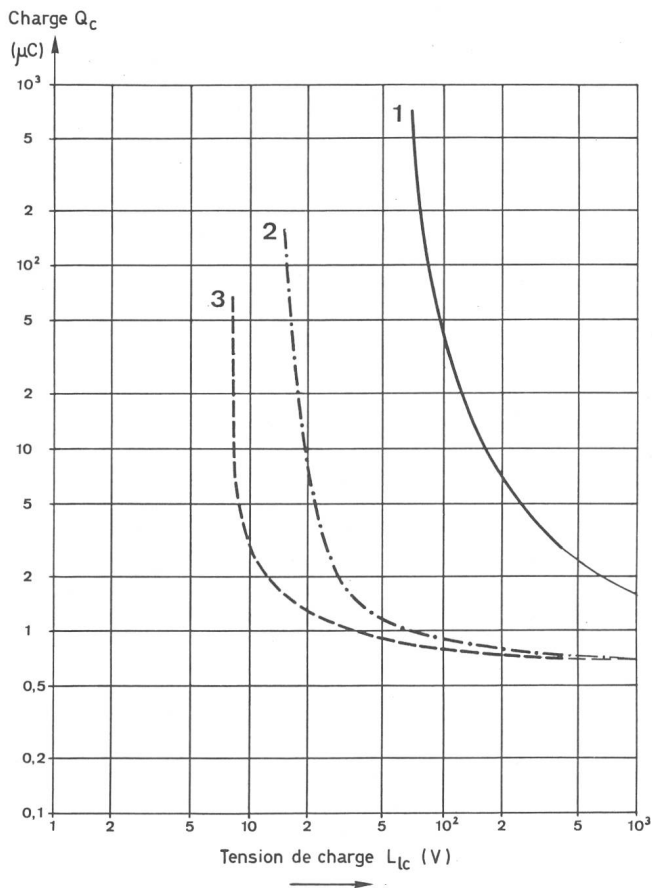


Fig. 9
Seuils de perception par décharges de condensateur selon O. Stauss

Courbe 1: Touches
Courbe 2: Saisie d'électrodes cylindriques des deux mains sèches
Courbe 3: Mains plongées dans une solution de carbonate de soude

culations des doigts. La figure 9 montre les seuils trouvés par simple contact d'électrodes (courbe 1), en sa-

issant une grande surface des électrodes cylindriques avec les deux mains sèches (courbe 2) et en plon-

geant les mains dans une solution de carbonate de soude (courbe 3). La charge est appliquée en fonction de la tension de charge. On constate qu'il y a aussi bien une valeur minimale de la charge qu'une valeur minimale de la tension et donc du courant de crête, pour lesquelles il n'y a aucune perception.

Pour obtenir de plus amples renseignements à ce sujet, quelques mesures ont été réalisées ensuite en Autriche sur des adultes, dont la figure 10 donne les résultats (courbe e et f).

Pour compléter les résultats obtenus en Autriche, des mesures du seuil de perception ont été réalisées au siège de l'Association Suisse des Electriciens sur 65 personnes, dont 13 enfants de 4 à 14 ans. Il s'agissait de décharges à travers le corps des personnes soumises à des condensateurs d'une capacité comprise entre 100 pF et 10 µF, qui avaient été chargés totalement à partir d'une source en courant continu. Dans une première série d'essais, chacune des deux mains saisissait un tube en cuivre chromé de 80 mm de diamètre et de 150 mm de longueur. Dans une seconde série d'essais, on a utilisé comme électrodes deux points métalliques de 5 mm de diamètre, placées avec une force de 2 N sur le côté intérieur de chaque index. Cet essai représente un contact. Le dispositif et le déroulement de l'essai ont été les mêmes que ceux de l'essai en Autriche, ce qui permettait de s'attendre à des résultats identiques.

Comme on le voit sur la figure 10, l'allure des courbes correspond aux constatations de O. Stauss. Les sujets suisses semblent avoir réagi avec plus de sensibilité que les résultats autrichiens, du fait d'influences subjectives: motivation des recherches, environnement du lieu des recherches, choix des sujets, différents en Suisse et en Autriche. Les différences entre les mesures n'ont du reste pas une grande importance. Par contre, on trouve des différences importantes entre les résultats avec électrodes cylindriques et électrodes à pointes. Les densités de courant très différentes aux points de pose des électrodes sur le corps ont une influence sur la sensibilité.

4. Seuil de douleur

Selon O. Stauss [1], on peut considérer comme seuil de douleur une décharge de condensateur qui a sur un sujet un tel effet douloureux qu'il refuse de saisir une seconde fois les élec-

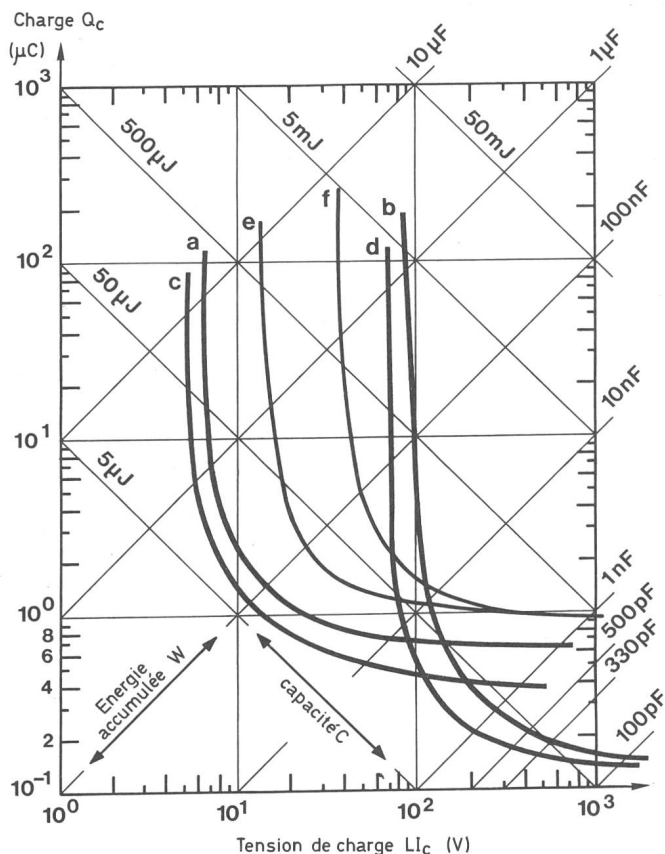


Fig. 10
Seuils de perception par décharges de condensateur à travers le corps humain

Mesures en Suisse
a Limite de perception
Mesure avec des électrodes Ø 80 mm P = 150 mm sur des adultes
b Limite de perception
Mesure avec des électrodes pointues Ø 5 mm sur des adultes
c Comme a, mais sur des enfants entre 4 et 14 ans
d Comme b, mais sur des enfants entre 4 et 14 ans
Mesures en Autriche
e Limite de perception
Mesure avec des électrodes Ø 80 mm P = 100 mm sur des adultes
f Limite de perception
Mesure avec des électrodes Ø 4 mm (saisies par les deux mains)

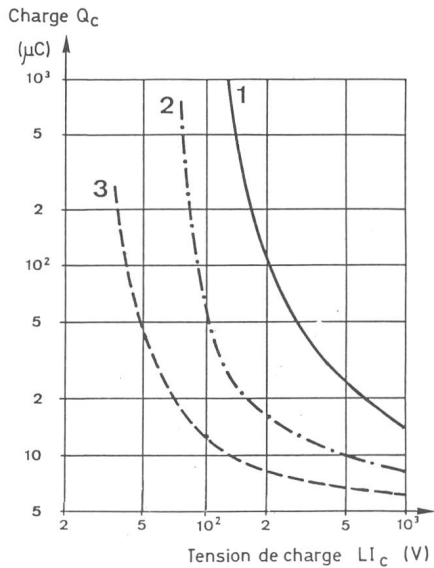


Fig. 11 Seuils de douleur par décharge de condensateur selon O. Stauss [1]

- Courbe 1: Touches
- Courbe 2: Saisie des électrodes cylindriques à deux mains sèches
- Courbe 3: Mains plongées dans une solution de carbonate de soude

trodes. Bien que cette constatation laisse à la sensibilité subjective une large place, les mesures fournissent cependant des valeurs largement exploitables. Comme la figure 9, la figure 11 montre trois seuils de douleur pour trois formes de contact: touches, électrodes saisies par des mains sèches, mains plongées dans une solution de carbonate de soude. Une seule personne a subi ces essais. Là aussi on trouve une valeur minimale de charge et de tension de charge.

5. Seuil de fibrillation

La figure 12 représente encore les constatations du § 2 pour les seuils de

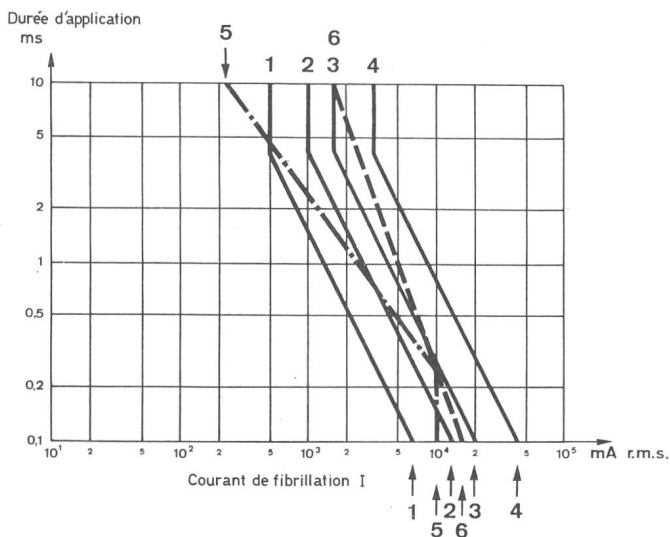


Fig. 12 Seuils de fibrillation pour 5%, 50% et 95% de probabilité et seuil de sécurité CEI S pour des durées d'action de 0,1 à 10 ms

- 1 Seuil de sécurité CEI
- 2 Seuil de fibrillation pour 5%
- 3 Seuil de fibrillation pour 50%
- 4 Seuil de fibrillation pour 95% de probabilité de déclenchement de fibrillation ventriculaire
- 5 Limite des clôtures selon CEI, $F_q = 2,5 \text{ mAs}$
- 6 Critère d'énergie de Dalziel $F_e = 0,027 \text{ A}^2\text{s}$

fibrillation pour 5%, 50% et 95% de probabilité et pour le seuil de sécurité entre 10 et 0,1 ms. Elle donne aussi la courbe limite $F_q = 2,5 \text{ mAs}$ prescrite comme limite de danger pour les clôtures électriques, avec cependant impulsions rectangulaires. Il est aussi intéressant de comparer les récents résultats avec la caractéristique de Dalziel sur l'énergie de fibrillation spécifique pour une probabilité de fibrillation de 0,5% $F_e = 0,027 \text{ A}^2\text{s}$, dérivée pour sa part pour une durée de 10 ms à 5 s, en supposant une répartition de Gauss normale [11]. Comme on le constate, le critère de débit de courant fournit une allure trop raide et ne peut être indiqué comme critère de sécurité que pour des durées supérieures à 1 ms.

Le critère d'énergie de Dalziel, dérivé pour une probabilité de fibrillation de 0,5%, ne devrait plus non plus être utilisé, car il ne fournit pas de relation avec la probabilité de fibrillation définie pour différentes gammes de temps. Il revient malgré cela à Dalziel le mérite d'avoir le premier montré la signification des valeurs I^2t en relation avec le déclenchement des fibrillations ventriculaires.

Pour conclure ce paragraphe, il faut évaluer comment les résultats de Peleska et Kouwenhoven concordent avec les suppositions précédentes [2, 3, 4].

Pour ses essais, Peleska recourt aux énergies de charge les plus petites, qui déclenchent la fibrillation aussitôt après l'impulsion. Une valeur qui caractérise cela est, dans le cas du passage du courant à travers le thorax avec des surfaces d'électrodes de 15 cm^2 (résistance du corps entre les électrodes 40Ω) et de l'application de l'impulsion pendant la phase vulnérable, l'énergie de décharge de 4 Ws ($C = 32 \mu\text{F}$, ten-

sion de charge $U_c = 500 \text{ V}$). On obtient ainsi la constante de temps avec $T = R \cdot C = 1,28 \text{ ms}$ et la durée de l'impulsion $t_i = 3 T = 4 \text{ ms}$. Le courant de crête atteint $12,5 \text{ A}$ avec une valeur efficace de 5 A . On obtient alors $F_e = 100 \text{ mA}^2\text{s}$, une valeur certainement réelle pour le déclenchement de fibrillations. Par contre, Kouwenhoven a travaillé avec des électrodes de 150 cm^2 de section [2] appliquées sur les deux côtés du thorax, si bien que, pendant ses recherches, la résistance du corps dépassait à peine 5Ω . Les recherches ont été faites sans synchronisation avec la phase du cœur. Les sections importantes des électrodes ont certainement donné une durée d'impulsion très brève (pour $C = 50 \mu\text{F}$, constante de temps $T = 0,25 \text{ ms}$, durée d'impulsion $t_i = 3 T = 0,75 \text{ ms}$).

Kouwenhoven cite des énergies de fibrillation entre 80 et 150 Ws. Pour un condensateur de $50 \mu\text{F}$, on obtient avec $W = 80 \text{ Ws}$, sous une tension de charge de 2 kV et avec une résistance du corps de 5Ω , un courant de crête de 400 A. Les impulsions utilisées par Kouwenhoven présentent de ce fait une grande ressemblance avec les décharges pendant les orages et les courants dus à la foudre [14]. L'énergie de fibrillation spécifique F_e atteint $20 \text{ A}^2\text{s}$ et est donc bien plus élevée que les valeurs de la figure 10 pour une limite de fibrillation de 50%. Cela est dû à l'importance de la section des électrodes, peut-être les décharges n'ont pas eu lieu juste dans la période vulnérable, ou bien il s'agit de la forme des impulsions, que Peleska a aussi observée pour de grandes énergies de décharge.

6. Exemples d'application

Les connaissances acquises dans les paragraphes précédents permettent d'apprécier les effets physiologiques d'impulsions d'intensités diverses. Les deux exemples ci-après montrent comment il peut être procédé pour apprécier les effets pathologiques. Il faut remarquer une fois de plus que les bases expérimentales de ces appréciations sont très modestes pour l'instant et que des améliorations seront nécessaires. Cependant, dans l'état actuel de la science, les valeurs de seuil indiquées dans ce document pour apprécier les actions des impulsions unipolaires semblent justifiées. Considérons tout d'abord les effets physiologiques de la décharge d'un condensateur $C = 1 \mu\text{F}$ sous des tensions de charge de 10, 100,

Effets physiologiques de décharges de condensateurs $C = 1 \mu F$
sous différentes tensions de charge et avec une durée d'impulsion $t_i = 3 \text{ ms}$

Tableau VI

| Tension de charge U_c | V | 10 | 100 | 1000 | 10 000 |
|---|-----------|-----------------------|---------------------|-----------------|-------------------------|
| Courant de crête de décharge $I_{c(P)}$ | A | 0,01 | 0,01 | 1 | 10 |
| Valeur efficace du courant de décharge $I_{c(rms)} = \frac{I_{c(P)}}{\sqrt{6}}$ | A | 0,004 | 0,04 | 0,4 | 4 |
| Quantité d'électricité F_Q | mAs | 0,01 | 0,1 | 1 | 10 |
| Energie de décharge W_c | Ws | $0,05 \cdot 10^{-3}$ | $5 \cdot 10^{-3}$ | 0,5 | 50 |
| Energie de fibrillation spécifique F_e ¹⁾ ($R_B = 1000 \Omega$) | $m(A^2s)$ | $0,048 \cdot 10^{-3}$ | $4,8 \cdot 10^{-3}$ | 0,48 | 48 |
| Effets physiologiques | | Aucune perception | Douloureux | Très douloureux | Fibrillations possibles |

¹⁾ L'énergie de fibrillation spécifique se calcule à partir de $F_e = I_{c(rms)}^2 \times t_i$ et se situe conformément aux suppositions faites peu en dessous de la valeur qui résulte de l'énergie de décharge divisée par la résistance initiale.

Effets physiologiques de décharge de condensateur $C = 20 \mu F$
sous différentes tensions et avec une durée d'impulsion $t_i = 30 \text{ ms}$

Tableau VII

| Tension de charge U_c | V | 10 | 100 | 1000 | 10 000 |
|---|-----------|-------------------|-----------------|---------------------------------------|--|
| Courant de crête de décharge $I_{c(P)}$ | A | 0,02 | 0,2 | 2 | 20 |
| Valeur efficace du courant de décharge $I_{c(rms)} = \frac{I_{c(P)}}{\sqrt{6}}$ | A | 0,008 | 0,08 | 0,8 | 8 |
| Quantité d'électricité F_Q ¹⁾ | mAs | 0,2 | 2,0 | 20 | 200 |
| Energie de décharge W_c | Ws | 10^{-3} | 0,1 | 10 | 1000 |
| Energie de fibrillation spécifique F_e ¹⁾ | $m(A^2s)$ | - | - | - | - |
| Effets physiologiques | | Aucune perception | Très douloureux | Dangereux fibrillations peu probables | Dangereux fibrillations possibles ou arythmies sérieuses |

¹⁾ Comme la durée d'impulsion est supérieure à 10 ms, il faut apprécier le danger de fibrillation selon le tableau V.

1000 et 10 000 V. Le contact a lieu entre une main et un pied. La résistance initiale du corps R_i est supposée être de 1000Ω . La constante de temps de la décharge est donc $T = 1 \text{ ms}$ et la durée d'impulsion $t_i = 3 T = 3 \text{ ms}$.

Sur la figure 12 on trouve pour $t_i = 3 \text{ ms}$, sur la courbe 3 pour 50% de probabilité de fibrillation, un courant de 2 A; sur la courbe 1 on a un courant de 0,6 A comme limite de sécurité.

En tenant compte de ce qui a été dit plus haut, il en résulte les effets physiologiques du tableau VI en fonction des tensions de charge.

Comme second exemple, il s'agit d'un contact entre une main et le tronc, avec une résistance initiale du corps supposée être $R_B = 500 \Omega$. La capacité du condensateur est de $20 \mu F$, les tensions de charge sont de 10, 100, 1000 et 10 000 V, la constante de temps 10 ms, la durée de l'impulsion $t_i = 30 \text{ ms}$. L'intensité critique s'élève par conséquent selon le tableau V à 1,6 A pour une probabilité de fibrillation de 50%, et le seuil de sécurité à 0,5 A. On obtient ainsi les effets physiologiques du tableau VII.

7. Conclusion

Partant des quelques résultats de mesure obtenus avec des impulsions de courant, on a essayé, pour déterminer les valeurs du seuil de perception, de douleur et de fibrillation ventriculaire, de trouver des grandeurs physiques, auxquelles pourrait être affectée l'apparition d'effets physiologiques correspondants, dus à des impulsions unipolaires de durée de l'ordre de la milli-seconde.

La quantité d'électricité paraît être déterminante pour le seuil de perception et le seuil de douleur. Mais même pour les fibrillations ventriculaires, la quantité d'électricité devrait être une grandeur utilisable pour estimer le risque de fibrillation, si la durée des impulsions est inférieure à 4 ms. Il en résulte des valeurs pratiquement constantes pour une probabilité de fibrillation bien définie.

Si l'on considère dans la gamme des milli-secondes l'énergie de fibrillation spécifique, on constate que les ampères-carré-seconde croissent pour une durée d'impulsion inférieure à 4 ms et même doublent pour une durée de 1 ms, ce que toutefois ne confirment pas les statistiques.

Pour pouvoir comparer entre elles des impulsions de forme différente sur

le plan des fibrillations ventriculaires, on a eu recours à l'énergie de fibrillation spécifique, mais cette solution reste être prouvée expérimentalement.

De nouvelles connaissances permettent de compléter les seuils de fibrillation déjà connus en courant alternatif avec des durées à partir de 10 ms pour des temps plus brefs, pour lesquels les courbes comportent les valeurs efficaces des impulsions de courant. Pour une probabilité de fibrillation de 50% et des temps de 4 ms ou inférieurs à 4 ms, la quantité de courant F_q de fibrillation est pratiquement constante, soit 50 mC (mAs), l'énergie de fibrillation spécifique F_e est de 10 m (A²s) à 4 ms, de 20 m (A²s) à 1 ms et d'environ 40 m (A²s) à 0,1 ms par extrapolation.

Le seuil de douleur apparaît pour des décharges de condensateur à 0,01 à 0,1 mC avec des tensions de charge de 1000 à 100 V, le niveau de perception à 0,5 à 1 µC avec des tensions de charge de 1000 à 10 V.

Si l'on veut établir les limites de sécurité contre les fibrillations du myocarde, on pourrait choisir les valeurs pour une probabilité de fibrillation de 5%. Les limites de 2,5 mC fixées antérieurement pour les clôtures électriques peuvent être respectées, à la

condition d'ajouter que la valeur de crête de l'impulsion de courant ne doit pas dépasser 10 A, et cela indépendamment de la résistance de charge de la clôture. Les spécifications pour les clôtures contiennent déjà cette exigence.

Etablir l'énergie de décharge maximale en joules n'est pas correct, car l'énergie de fibrillation spécifique F_e est définie en fonction de la résistance du corps qui libère des quantités d'énergie différentes dans le corps. Pour F_e 10 m (A²s) et pour une résistance du corps de 500 Ω, l'énergie est limitée à 5 joules et pour 1000 Ω à 10 joules, bien que le danger soit le même.

C'est pourquoi nous proposons d'utiliser à l'avenir l'énergie de fibrillation spécifique comme second critère de sécurité.

Si l'on revient à des valeurs de fibrillation de 5%, il faut veiller à l'augmentation des valeurs admissibles de F_e pour des durées d'impulsion devenant plus brèves: 5 m(A²s) pour une durée de 5 ms, 10 m(A²s) pour 1 ms et 20 m(A²s) pour 0,1 ms seraient des valeurs raisonnables. Elles représentent approximativement la moitié des valeurs, qui conduisent à une probabilité de fibrillation de 50%.

Bibliographie

- [1] O. Stauss: Die Wirkungen von Kondensatorentladungen auf den menschlichen Körper. Elektrizitätswirtschaft (1934), H. 23, S. 508.
- [2] W. B. Kouwenhoven: Effects of capacitor discharges on the heart. Trans. Amer. Inst. Electr. Eng., No. 56-6(1956).
- [3] B. Peleska: Cardiac arrhythmias following condenser discharges and dependence upon strength of current and phase of cardiac cycle. Circulation research, Vol. XIII, July 1963, p. 21...31.
- [4] B. Peleska: Cardiac arrhythmias following condenser discharges led through an inductance. Circulation research, Vol. XVI, January 1965, p. 11...18.
- [5] Ch. F. Dalziel: A study of the hazards of impulse currents. AIEE-Transactions, Part III, Power Apparatus and Systems, Vol. 72, 1953, p. 1032...1043.
- [6] G. Biegelmeier: Über die statistische Auswertung von elektrophysiologischen Experimenten. E und M, 96. Jg. (1979), H. 2, S. 61...71.
- [7] J. Jacobsen, S. Buntenkötter und H. J. Reinhard: Experimentelle Untersuchungen an Schweinen zur Frage der Mortalität durch sinusförmige, phasenangeschnittene sowie gleichgerichtete elektrische Ströme. Biomedizinische Technik, Band 30(1975), H. 3, S. 99...107.
- [8] G. G. Knickerbocker: Fibrillating parameters of direct and alternating (20 Hz) currents separately and in combination. Conference paper IEEE, No. C72-247-0(1972).
- [9] H. L. Green, J. Ross und P. Kurn: Danger levels of short electrical shocks from 50 Hz supply. International conference Divotech. 1981, London.
- [10] K. Younossi, H. J. Rüdiger, Kp. Haap und H. Antoni: Untersuchungen über die Flimmerschwelle des isolierten Meerschweinchenherzens für Gleichstrom und sinusförmigen Wechselstrom. Basic. Res. Cardiol., Vol. 68(1973), S. 551.
- [11] C. F. Dalziel: Threshold 60-cycle fibrillating currents. AIEE-conference paper 60-40, 1960.
- [12] G. Biegelmeier: Über die Körperimpedanzen lebender Menschen bei Wechselstrom 50 Hz, ETZ-Archiv (1979), H. 5, S. 145...150.
- [13] W. B. Kouwenhoven, G. G. Knickerbocker, R. W. Chesnut, W. R. Milnor und D. J. Sass: A-C shocks on varying parameters affecting the heart. Trans. Amer. Inst. Electr. Eng., Part I, Bd. 78(1959), S. 163...169.
- [14] K. Berger, G. Biegelmeier und H. Karobath: Über die Wahrscheinlichkeit und den Mechanismus des Todes bei Blitzeinwirkungen. Bull. SEV/VSE, 69(1978), H. 8, S. 361.

Nationale und internationale Organisationen

Organisations nationales et internationales

Betriebsleiterverband Ostschweizerischer Gemeinde-Elektrizitätswerke (BOG)

Während sich der morgendliche Mittellandnebel im Sonnenlicht auflöste und einen strahlend blauen Herbsthimmel freigab, erledigte der BOG unter der straffen Leitung von Präsident Haldimann am 4. Oktober 1983 in Wohlen AG den geschäftlichen Teil seiner ordentlichen Herbstversammlung. Die wenigen Traktanden nahmen kaum eine Stunde in Anspruch, worauf sich den Betriebsleitern Gelegenheit bot, entweder die Fernwirkzentrale der Industriellen Betriebe oder die Firma Cellpack AG (Kabelarmaturen), beide in Wohlen, zu besichtigen. Unterdessen schauten sich die Damen im Freiämter Strohmuseum um, dem Dokumentationszentrum einer einst blühenden Industrie mit über 50 000 Beschäftigten (heute sind es noch rund 100).

Auf dem Nachmittagsprogramm stand eine Orientierung über die Reusstal-Sanierung in bezug auf Wasserbau, Landwirtschaft, Naturschutz und Energiewirtschaft mit einer Besichtigung der besagten Gegend (vom Car aus) und auch des Kraftwerkes Zufikon der Aargauischen Elektrizitätswerke.

Der Tagungsort für die Frühjahrsversammlung 1984 ist Dübendorf.

D. Vetsch

Association des chefs d'exploitation des services d'électricité de la Suisse centrale (BOG)

Tandis que le brouillard matinal se dissipait dans la lumière du soleil, dégagant un magnifique ciel bleu d'automne, la BOG réglait sous la conduite énergique de son président, M. Haldimann, la partie officielle de son Assemblée générale d'automne qui s'est tenue le 4 octobre 1983 à Wohlen AG. Les quelques points à l'ordre du jour exigèrent à peine une heure, après quoi les chefs d'exploitation eurent la possibilité de visiter soit la centrale à télécommande des Services industriels, soit la firme Cellpack AG (armatures de câbles), toutes deux à Wohlen. Entre-temps, les dames rendaient visite au «Freiämter Strohmuseum» (musée de la paille), un centre de documentation sur une industrie autrefois florissante avec plus de 50 000 employés (qui ne sont plus que 100 aujourd'hui).

Le programme de l'après-midi était consacré à une organisation sur l'assainissement de la vallée de Reuss, dans les domaines hydrauliques, agricole, écologique et énergétique, avec visite de la région en question (vue du car) et aussi de la centrale de Zufikon des Entreprises d'électricité d'Argovie.

C'est à Dübendorf que se tiendra l'assemblée de printemps de 1984.

D. Vetsch