

**TECHNICAL  
SPECIFICATION**

**IEC  
CEI**

**SPÉCIFICATION  
TECHNIQUE**

**TS 60479-2**

Third edition  
Troisième édition  
2007-05

---

---

**Effects of current on human beings and livestock –**

**Part 2:  
Special aspects**

**Effets du courant sur l'homme et  
les animaux domestiques –**

**Partie 2:  
Aspects particuliers**



Reference number  
Numéro de référence  
IEC/CEI/TS 60479-2:2007



## THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2007 IEC, Geneva, Switzerland

All rights reserved. Unless otherwise specified, no part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from either IEC or IEC's member National Committee in the country of the requester.

If you have any questions about IEC copyright or have an enquiry about obtaining additional rights to this publication, please contact the address below or your local IEC member National Committee for further information.

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et les microfilms, sans l'accord écrit de la CEI ou du Comité national de la CEI du pays du demandeur.

Si vous avez des questions sur le copyright de la CEI ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de la CEI de votre pays de résidence.

IEC Central Office  
3, rue de Varembe  
CH-1211 Geneva 20  
Switzerland  
Email: [inmail@iec.ch](mailto:inmail@iec.ch)  
Web: [www.iec.ch](http://www.iec.ch)

### About the IEC

The International Electrotechnical Commission (IEC) is the leading global organization that prepares and publishes International Standards for all electrical, electronic and related technologies.

### About IEC publications

The technical content of IEC publications is kept under constant review by the IEC. Please make sure that you have the latest edition, a corrigenda or an amendment might have been published.

- Catalogue of IEC publications: [www.iec.ch/searchpub](http://www.iec.ch/searchpub)

The IEC on-line Catalogue enables you to search by a variety of criteria (reference number, text, technical committee,...). It also gives information on projects, withdrawn and replaced publications.

- IEC Just Published: [www.iec.ch/online\\_news/justpub](http://www.iec.ch/online_news/justpub)

Stay up to date on all new IEC publications. Just Published details twice a month all new publications released. Available on-line and also by email.

- Customer Service Centre: [www.iec.ch/webstore/custserv](http://www.iec.ch/webstore/custserv)

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please visit the Customer Service Centre FAQ or contact us:

Email: [csc@iec.ch](mailto:csc@iec.ch)  
Tel.: +41 22 919 02 11  
Fax: +41 22 919 03 00

---

### A propos de la CEI

La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) est la première organisation mondiale qui élabore et publie des normes internationales pour tout ce qui a trait à l'électricité, à l'électronique et aux technologies apparentées.

### A propos des publications CEI

Le contenu technique des publications de la CEI est constamment revu. Veuillez vous assurer que vous possédez l'édition la plus récente, un corrigendum ou amendement peut avoir été publié.

- Catalogue des publications de la CEI: [www.iec.ch/searchpub/cur\\_fut-f.htm](http://www.iec.ch/searchpub/cur_fut-f.htm)

Le Catalogue en-ligne de la CEI vous permet d'effectuer des recherches en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études,...). Il donne aussi des informations sur les projets et les publications retirées ou remplacées.

- Just Published CEI: [www.iec.ch/online\\_news/justpub](http://www.iec.ch/online_news/justpub)

Restez informé sur les nouvelles publications de la CEI. Just Published détaille deux fois par mois les nouvelles publications parues. Disponible en-ligne et aussi par email.

- Service Clients: [www.iec.ch/webstore/custserv/custserv\\_entry-f.htm](http://www.iec.ch/webstore/custserv/custserv_entry-f.htm)

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions, visitez le FAQ du Service clients ou contactez-nous:

Email: [csc@iec.ch](mailto:csc@iec.ch)  
Tél.: +41 22 919 02 11  
Fax: +41 22 919 03 00

TECHNICAL  
SPECIFICATION

IEC  
CEI

SPÉCIFICATION  
TECHNIQUE

**TS 60479-2**

Third edition  
Troisième édition  
2007-05

---

---

**Effects of current on human beings and livestock –**

**Part 2:  
Special aspects**

**Effets du courant sur l'homme et  
les animaux domestiques –**

**Partie 2:  
Aspects particuliers**



Commission Electrotechnique Internationale  
International Electrotechnical Commission  
Международная Электротехническая Комиссия

PRICE CODE  
CODE PRIX

**W**

*For price, see current catalogue  
Pour prix, voir catalogue en vigueur*

## CONTENTS

FOREWORD.....	5
1 Scope.....	7
2 Normative references .....	7
3 Terms and definitions .....	7
4 Effects of alternating currents with frequencies above 100 Hz .....	10
4.1 General.....	10
4.2 Effects of alternating current in the frequency range above 100 Hz up to and including 1 000 Hz.....	10
4.2.1 Threshold of perception .....	10
4.2.2 Threshold of let-go .....	11
4.2.3 Threshold of ventricular fibrillation.....	11
4.3 Effects of alternating current in the frequency range above 1 000 Hz up to and including 10 000 Hz .....	12
4.3.1 Threshold of perception .....	12
4.3.2 Threshold of let-go .....	12
4.3.3 Threshold of ventricular fibrillation.....	12
4.4 Effects of alternating current in the frequency range above 10 000 Hz.....	13
4.4.1 Threshold of perception .....	13
4.4.2 Threshold of let-go .....	13
4.4.3 Threshold of ventricular fibrillation.....	13
4.4.4 Other effects.....	13
5 Effects of special waveforms of current .....	13
5.1 General.....	13
5.2 Equivalent magnitude, frequency and threshold.....	13
5.3 Effects of alternating current with d.c. components.....	14
5.3.1 Waveforms and frequencies and current thresholds.....	14
5.3.2 Threshold of startle reaction .....	15
5.3.3 Threshold of let-go .....	15
5.3.4 Threshold of ventricular fibrillation.....	16
6 Effects of alternating current with phase control .....	20
6.1 Waveforms and frequencies and current thresholds .....	20
6.2 Threshold of startle reaction and threshold of let-go .....	21
6.3 Threshold of ventricular fibrillation.....	22
6.3.1 Symmetrical control.....	22
6.3.2 Asymmetrical control .....	22
7 Effects of alternating current with multicyle control .....	22
7.1 Waveforms and frequencies .....	22
7.2 Threshold of startle reaction and threshold of let-go .....	23
7.3 Threshold of ventricular fibrillation.....	23
7.3.1 General .....	23
7.3.2 Shock durations exceeding 1,5 times the period of cardiac cycle.....	24
7.3.3 Shock durations less than 0,75 times the period of cardiac cycle.....	24
8 Estimation of the equivalent current threshold for mixed frequencies.....	24
8.1 Threshold of perception and let-go .....	24
8.2 Threshold of ventricular fibrillation.....	24

9	The effect of repeated pulses (bursts) of current on the threshold of ventricular fibrillation .....	25
9.1	Ventricular fibrillation threshold of multiple bursts of current separated by 1 s or more .....	25
9.2	Ventricular fibrillation threshold of multiple bursts of current separated by less than 1 s .....	25
9.2.1	General .....	25
9.2.2	Example 1 .....	26
9.2.3	Example 2 .....	28
10	Effects of electric current through the immersed human body .....	28
10.1	General .....	28
10.2	Resistivity of water solutions and of the human body .....	28
10.3	Conducted current through immersed body .....	30
10.4	Physiological effects of current through the immersed body .....	30
10.5	Threshold values of current .....	31
10.6	Intrinsically safe voltage values .....	32
11	Effects of unidirectional single impulse currents of short durations .....	32
11.1	General .....	32
11.2	Effects of unidirectional impulse currents of short duration .....	32
11.2.1	Waveforms .....	32
11.2.2	Determination of specific fibrillating energy $F_e$ .....	33
11.3	Threshold of perception and threshold of pain for capacitor discharge .....	34
11.4	Threshold of ventricular fibrillation .....	35
11.4.1	General .....	35
11.4.2	Examples .....	36
	Bibliography .....	39
	Figure 1 – Variation of the threshold of perception within the frequency range 50/60 Hz to 1 000 Hz .....	10
	Figure 2 – Variation of the threshold of let-go within the frequency range 50/60 Hz to 1 000 Hz .....	11
	Figure 3 – Variation of the threshold of ventricular fibrillation within the frequency range 50/60 Hz to 1 000 Hz, shock durations longer than one heart period and longitudinal current paths through the trunk of the body .....	11
	Figure 4 – Variation of the threshold of perception within the frequency range 1 000 Hz to 10 000 Hz .....	12
	Figure 5 – Variation of the threshold of let-go within the frequency range 1 000 Hz to 10 000 Hz .....	12
	Figure 6 – Waveforms of currents .....	14
	Figure 7 – Let-go thresholds for men, women and children .....	15
	Figure 8 – 99,5 percentile Let-Go threshold for combinations of 50/60-Hz sinusoidal alternating current and direct current .....	16
	Figure 9 – Composite alternating and direct current with equivalent likelihood of ventricular fibrillation .....	18
	Figure 10a – Half wave rectification .....	19
	Figure 10b – Full wave rectification .....	19
	Figure 10 – Waveforms of rectified alternating currents .....	19
	Figure 11a – Symmetrical control .....	21

Figure 11b – Asymmetrical control .....	21
Figure 11 – Waveforms of alternating currents with phase control.....	21
Figure 12 – Waveforms of alternating currents with multicycle control.....	23
Figure 13 – Threshold of ventricular fibrillation (average value) for alternating current with multicycle control for various degrees of controls (results of experiments with young pigs).....	24
Figure 14 – Series of 4 rectangular pulses of unidirectional current. ....	26
Figure 15 – Series of 4 rectangular pulses of unidirectional current .....	27
Figure 16 – Series of 4 rectangular pulses of unidirectional current .....	27
Figure 17 – Forms of current for rectangular impulses, sinusoidal impulses and for capacitor discharges .....	33
Figure 18 – Rectangular impulse, sinusoidal impulse and capacitor discharge having the same specific fibrillating energy and the same shock-duration .....	34
Figure 19 – Threshold of perception and threshold of pain for the current resulting from the discharge of a capacitor (dry hands, large contact area) .....	35
Figure 20 – Threshold of ventricular fibrillation .....	36
Table 1 – Example of estimate for ventricular fibrillation threshold after each burst of current in a series.....	26
Table 2 – Resistivity of water solutions .....	29
Table 3 – Resistivity of human body tissues.....	29
Table 4 – Relative interaction between resistivity of water solution and the impedance characteristic of the electrical source .....	30

## INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

---

### EFFECTS OF CURRENT ON HUMAN BEINGS AND LIVESTOCK –

#### Part 2: Special aspects

#### FOREWORD

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of IEC is to promote international co-operation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as "IEC Publication(s)"). Their preparation is entrusted to technical committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of IEC on technical matters express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the relevant subjects since each technical committee has representation from all interested IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC provides no marking procedure to indicate its approval and cannot be rendered responsible for any equipment declared to be in conformity with an IEC Publication.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

The main task of IEC technical committees is to prepare International Standards. In exceptional circumstances, a technical committee may propose the publication of a technical specification when

- the required support cannot be obtained for the publication of an International Standard, despite repeated efforts, or
- the subject is still under technical development or where, for any other reason, there is the future but no immediate possibility of an agreement on an International Standard.

Technical specifications are subject to review within three years of publication to decide whether they can be transformed into International Standards.

IEC 60479-2, which is a technical specification, has been prepared by IEC technical committee 64: Electrical installations and protection against electric shock.

This third edition cancels and replaces the second edition, published in 1987, and constitutes a technical revision.

The major changes with regard to the previous edition are as follows:

- The report has been completed with additional information on effects of current passing through the human body for alternating sinusoidal current with d.c. components, alternating sinusoidal current with phase control, alternating sinusoidal current with multicycle control in the frequency range from 15 Hz up to 100 Hz.
- An estimation of the equivalent current threshold for mixed frequencies.
- The effect of repeated pulses (bursts) of current on the threshold of ventricular fibrillation.
- Effects of electric current through the immersed human body.

The text of this technical specification is based on the following documents:

Enquiry draft	Report on voting
64/1544/DTS	64/1579/RVC

Full information on the voting for the approval of this technical specification can be found in the report on voting indicated in the above table.

This publication has been drafted in accordance with the ISO/IEC Directives, Part 2.

A list of all the parts in the IEC 60479 series, under the general title *Effects of current on human beings and livestock*, can be found on the IEC website.

The committee has decided that the contents of this publication will remain unchanged until the maintenance result date indicated on the IEC web site under "<http://webstore.iec.ch>" in the data related to the specific publication. At this date, the publication will be

- transformed into an International standard,
- reconfirmed,
- withdrawn,
- replaced by a revised edition, or
- amended.



## EFFECTS OF CURRENT ON HUMAN BEINGS AND LIVESTOCK –

### Part 2: Special aspects

#### 1 Scope

IEC 60479-2, which is a technical specification, describes the effects on the human body when a sinusoidal alternating current in the frequency range above 100 Hz passes through it.

The effects of current passing through the human body for

- alternating sinusoidal current with d.c. components,
- alternating sinusoidal current with phase control,
- alternating sinusoidal current with multicycle control,

are given but are only deemed applicable for alternating current frequencies from 15 Hz up to 100 Hz.

NOTE 1 Other waveforms are under consideration.

This standard furthermore describes the effects of current passing through the human body in the form of single unidirectional rectangular impulses, sinusoidal impulses and impulses resulting from capacitor discharges.

NOTE 2 The effects of sequences of impulses are under consideration.

The values specified are deemed to be applicable for impulse durations from 0,1 ms up to and including 10 ms. For impulse durations greater than 10 ms, the values given in Figure 20 of IEC 60479-1 apply.

This standard only considers conducted current resulting from the direct application of a source of current to the body, as does IEC 60479-1 and IEC 60479-3. It does not consider current induced within the body caused by its exposure to an external electromagnetic field.

#### 2 Normative references

The following referenced documents are indispensable for the application of this document. For dated references, only the edition cited applies. For undated references, the latest edition of the referenced document (including any amendments) applies.

IEC 60479-1:2005, *Effects of current on human beings and livestock – Part 1: General aspects*

IEC 60479-3, *Effects of current on human beings and livestock – Part 3: Effects of currents passing through the body of livestock*

IEC 60990, *Methods of measurement of touch current and protective conductor current*

#### 3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the following definitions, in addition to those given in IEC 60479-1, apply.

NOTE Certain definitions are taken from the IEC. Such references are listed in the bibliography [27], [28] <sup>1)</sup>.

### 3.1 frequency factor

$F_f$

ratio of the threshold current for the relevant physiological effects at the frequency  $f$  to the threshold current at 50/60 Hz

NOTE The frequency factor differs for perception, let-go and ventricular fibrillation.

### 3.2 phase control

process of varying the instant within the cycle at which current conduction in an electronic valve device or a valve arm begins

(IEV 551-16-23)

### 3.3 phase control angle (current delay angle)

time expressed in angular measure by which the starting instant of current conduction is delayed by phase control

(IEV 551-16-32)

### 3.4 multicycle control

process of varying the ratio of the number of cycles which include current conduction to the number of cycles in which no current conduction occurs

(IEV 551-16-31)

### 3.5 multicycle control factor

$p$

ratio between the number of conducting cycles and the sum of conducting and non-conducting cycles in the case of multicycle control

(IEV 551-16-37) (and see Figure 12 in this standard)

### 3.6 specific fibrillating energy

$F_e$  (Ws/Ω or A<sup>2</sup>s)

minimum  $I^2t$  value of a unidirectional impulse of short duration which under given conditions (current-path, heart-phase) causes ventricular fibrillation with a certain probability

NOTE  $F_e$  is determined by the form of the impulse as the integral

$$\int_0^{t_i} i^2 dt$$

where  $t_i$  is defined in Figures 17 and 18.  $F_e$  multiplied by the body resistance gives the energy dissipated in the human body during the impulse.

### 3.7 specific fibrillating charge

$F_q$  (C or As)

minimum  $I-t$  value of unidirectional impulse of short duration which under given conditions (current-path, heart-phase) causes ventricular fibrillation with a certain probability

1) References in square brackets refer to the bibliography.

NOTE  $F_q$  is determined by the form of the impulse as the integral

$$\int_0^{t_i} idt$$

Where  $t_i$  is defined in Figures 17 and 18.

### 3.8

#### **time constant**

time required for the amplitude of an exponentially decaying quantity to decrease to

$$\frac{1}{e} = 0,3679$$

times an initial amplitude

(IEV 801-21-45, modified)

### 3.9

#### **shock duration of a capacitor discharge**

$t_i$

time interval from the beginning of the discharge to the time when the discharge current has fallen to 5% of its peak value (see Figures 17 and 18)

NOTE When the time constant of the capacitor discharge is given by  $T$ , the shock duration of the capacitor discharge is equal to  $3T$ . During the shock duration practically all the energy of the impulse is dissipated.

### 3.10

#### **shock duration for complex asymptotic waveform**

$t_i$

shortest duration of that part of the impulse that contains 95 % of the energy over the total impulse

### 3.11

#### **threshold of perception**

minimum value for the charge of electricity which under given conditions causes any sensation to the person through whom it is flowing

### 3.12

#### **threshold of pain**

minimum value for the charge ( $I \cdot t$ ) or specific energy ( $I^2 \cdot t$ ) that can be applied as an impulse to a person holding a large electrode in the hand without causing pain

### 3.13

#### **pain**

unpleasant experience such that it is not readily accepted a second time by the subject submitted to it

NOTE Example are an electric shock above the threshold of pain described in 11.3, the sting of a bee or burn of a cigarette.

## 4 Effects of alternating currents with frequencies above 100 Hz

NOTE Values for 50/60 Hz are given in IEC 60479-1.

### 4.1 General

Electric energy in the form of alternating current at frequencies higher than 50/60 Hz is increasingly used in modern electrical equipment, for example aircraft (400 Hz), power tools and electric welding (mostly up to 450 Hz), electrotherapy (using mostly 4 000 Hz to 5 000 Hz) and switching mode power supplies (20 kHz to 1 MHz).

Little experimental data is available for this clause, so that the information given herein should be considered as provisional only but may be used for the evaluation of risks in the frequency ranges concerned (see bibliography). Attention is also drawn to the fact that the impedance of human skin decreases approximately inversely proportional to the frequency for touch voltages in the order of some tens of volts, so that the skin impedance at 500 Hz is only about one-tenth of the skin impedance at 50 Hz and may be neglected in many cases. This impedance of the human body at such frequencies is therefore reduced to its internal impedance  $Z_i$  (see IEC 60479-1).

NOTE **The use of peak measurements.** At current levels that produce physiological responses of perception, startle reaction and inability of let-go, the physiological response from non sinusoidal and mixed frequency periodic current is best indicated by the peak value of an output signal from measuring circuits containing a frequency-weighting network such as those described in IEC 60990.

These frequency weighting networks attenuate the signal according to the frequency factors of Clause 4 of IEC 60479-1 so that the output signal corresponds to a constant level of physiological response. Attenuation is provided for narrow impulses of current that would produce less physiological response because of the short duration of their peak value. The network output allows a fixed value to be read independent of waveshape or mix of frequencies to be provided for ease of determination of the leakage current and evaluation of the level of hazard present.

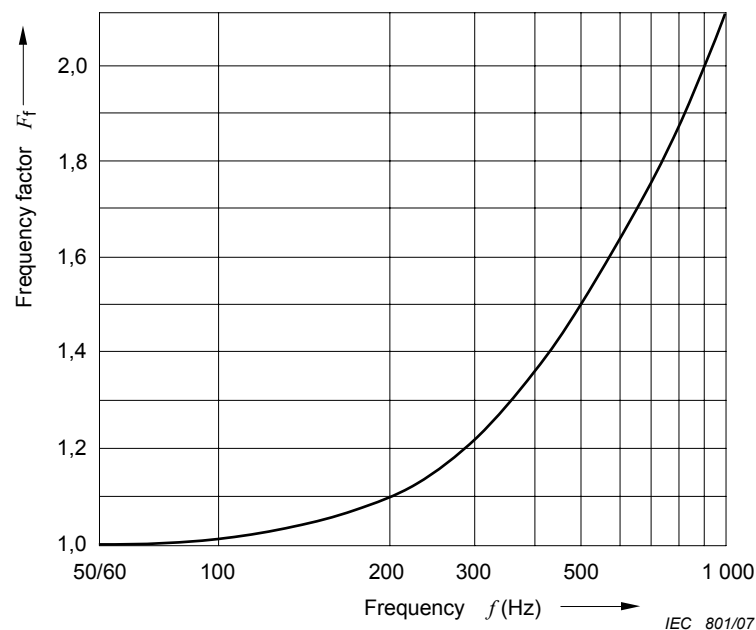
Comparable physiological effects are produced by non sinusoidal and sinusoidal current producing the same peak value by this measurement method.

Representative network can be found in IEC 60990 and in bibliographic reference [16].

### 4.2 Effects of alternating current in the frequency range above 100 Hz up to and including 1 000 Hz

#### 4.2.1 Threshold of perception

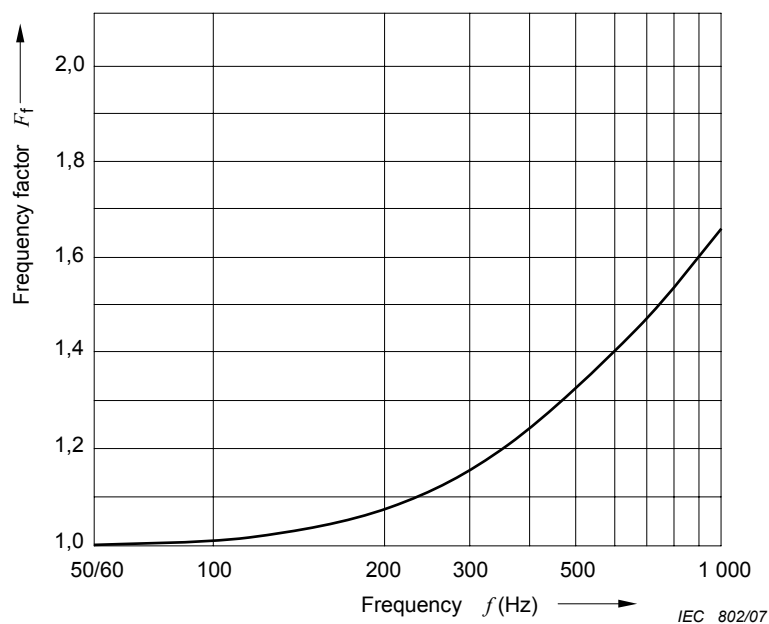
For the threshold of perception the frequency factor is given in Figure 1.



**Figure 1 – Variation of the threshold of perception within the frequency range 50/60 Hz to 1 000 Hz**

#### 4.2.2 Threshold of let-go

For the threshold of let-go the frequency factor is given in Figure 2.

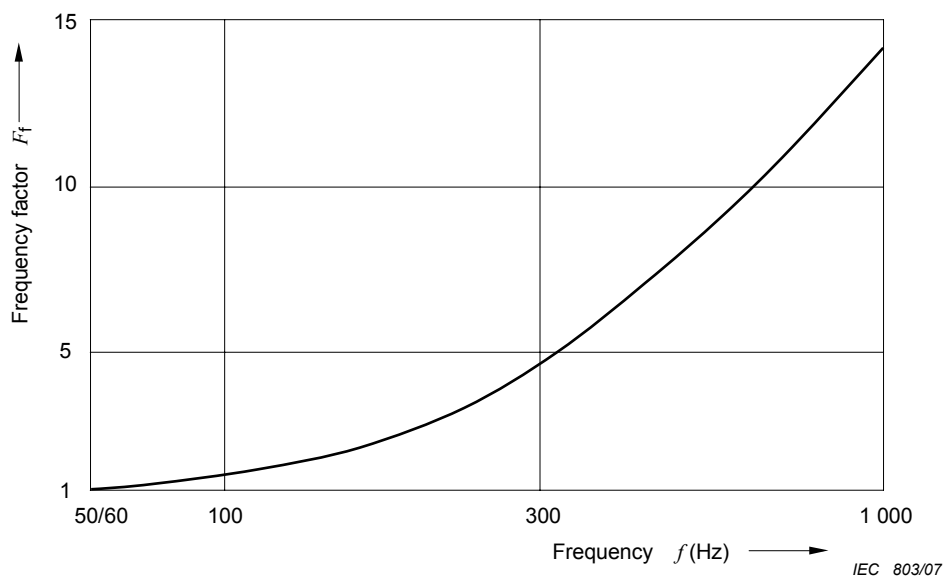


**Figure 2 – Variation of the threshold of let-go within the frequency range 50/60 Hz to 1 000 Hz**

#### 4.2.3 Threshold of ventricular fibrillation

For shock durations longer than the cardiac cycle, the frequency factor for the threshold of fibrillation for longitudinal current paths through the trunk of the body is given in Figure 3.

For shock durations shorter than the cardiac cycle no experimental data is available.

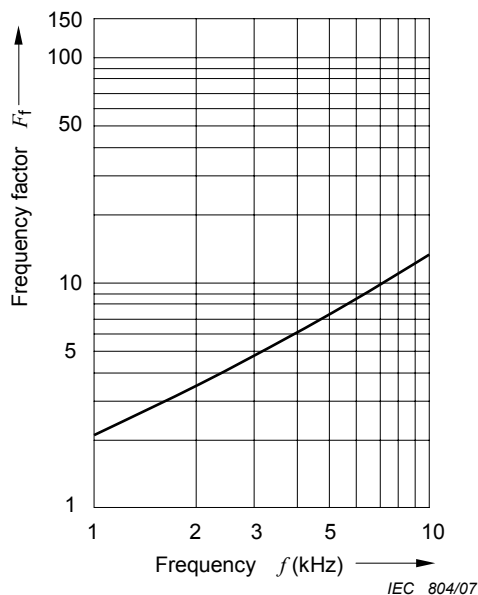


**Figure 3 – Variation of the threshold of ventricular fibrillation within the frequency range 50/60 Hz to 1 000 Hz, shock durations longer than one heart period and longitudinal current paths through the trunk of the body**

### 4.3 Effects of alternating current in the frequency range above 1 000 Hz up to and including 10 000 Hz

#### 4.3.1 Threshold of perception

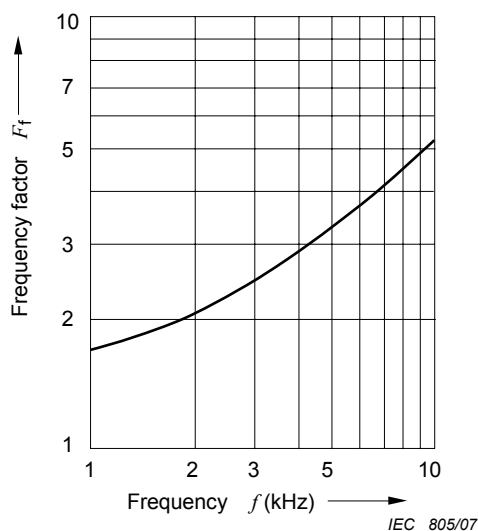
For the threshold of perception the frequency factor is given in Figure 4.



**Figure 4 – Variation of the threshold of perception within the frequency range 1 000 Hz to 10 000 Hz**

#### 4.3.2 Threshold of let-go

For the threshold of let-go the frequency factor is given in Figure 5.



**Figure 5 – Variation of the threshold of let-go within the frequency range 1 000 Hz to 10 000 Hz**

#### 4.3.3 Threshold of ventricular fibrillation

Under consideration.

## 4.4 Effects of alternating current in the frequency range above 10 000 Hz

### 4.4.1 Threshold of perception

For frequencies between 10 kHz and 100 kHz, the threshold rises approximately from 10 mA to 100 mA (r.m.s. values).

For frequencies above 100 kHz the tingling sensation characteristic for the perception at lower frequencies changes into a sensation of warmth for current intensities in the order of some hundred milliamperes.

### 4.4.2 Threshold of let-go

For frequencies above 100 kHz, there is neither experimental data nor reported incidents concerning the threshold of let-go.

### 4.4.3 Threshold of ventricular fibrillation

For frequencies above 100 kHz, there is neither experimental data nor reported incidents concerning the threshold of ventricular fibrillation.

### 4.4.4 Other effects

Burns may occur at frequencies above 100 kHz and current in the order magnitudes of amperes depending on the duration of the current flow.

## 5 Effects of special waveforms of current

### 5.1 General

As is to be expected, the effects of such currents on the human body are between those caused by direct and by alternating current; therefore equivalent current magnitudes with regard to ventricular fibrillation can be established.

This clause describes the effects of current passing through the human body for

- alternating sinusoidal current with d.c. components,
- alternating sinusoidal current with phase control,
- alternating sinusoidal current with multicycle control.

NOTE Other waveforms are under consideration.

The information given is deemed applicable for alternating current frequencies from 15 Hz up to 100 Hz.

### 5.2 Equivalent magnitude, frequency and threshold

In this clause, hazard may be taken as being approximately the same effect as with an equivalent pure alternating sinusoidal current  $I_{ev}$  having the following characteristics:

- Magnitude equivalence

The following current magnitudes have to be distinguished:

$I_{rms}$  = r.m.s. value of the current of the proposed waveform;

$I_p$  = peak value of the current of the proposed waveform;

$I_{pp}$  = peak-to-peak value of the current of the proposed waveform;

$I_{ev}$  = r.m.s. value of a sinusoidal current presenting the same effect as the waveform concerned.

NOTE The current  $I_{ev}$  is used instead of the current  $I_B$  in Figures 20 and 22 of IEC 60479-1 to estimate the risk of ventricular fibrillation.

Most physiological effects are related to the filtered peak current (in magnitude and in duration) with the natural body filter defined by the frequency factor  $F$ . The peak value of the current should be used in all cases except where there is a known relationship between the r.m.s. value and the peak value, i.e. for a pure sinusoidal current.

– Frequency equivalence

The waveform under study has a time period equal to the period of the equivalent sinusoidal waveform.

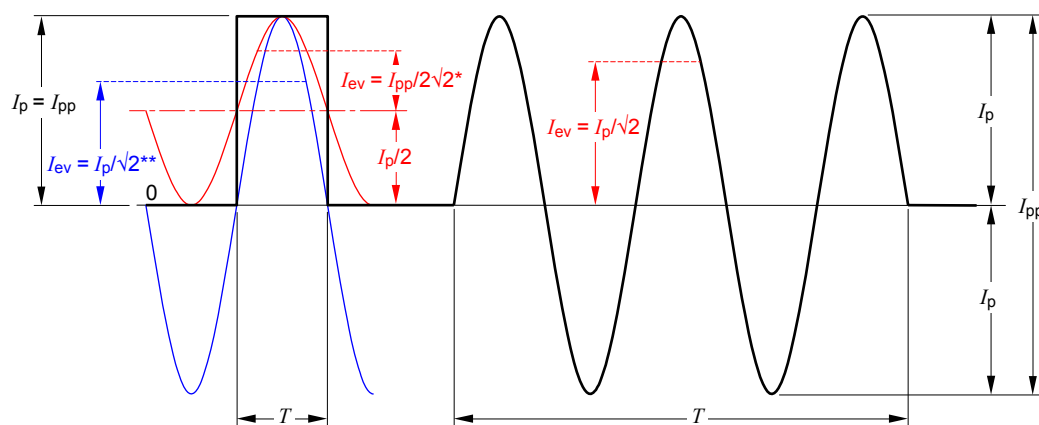
– Threshold equivalence

The different current thresholds (perception, inability of let-go and ventricular fibrillation) for waveforms consisting of specific ratio of alternating to direct current is equivalent as for a pure sinusoidal alternating current with a current having the characteristic equal to  $I_{ev}$ . This  $I_{ev}$  value is different for each of these thresholds.

### 5.3 Effects of alternating current with d.c. components

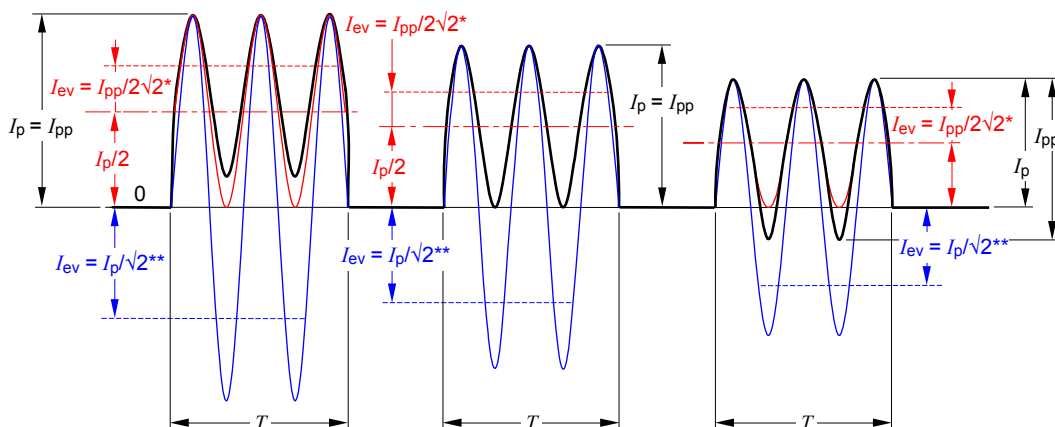
#### 5.3.1 Waveforms and frequencies and current thresholds

Figure 6 shows typical waveforms which are dealt with in this clause. Pure d.c. and pure a.c. are represented as well as combined waveforms of various ratios a.c. to d.c.



\* for shock duration >1,5 cardiac cycle  
\*\* for shock duration <0,75 cardiac cycle

IEC 806/07



\* for shock duration >1,5 cardiac cycle  
\*\* for shock duration <0,75 cardiac cycle

IEC 807/07

Figure 6 – Waveforms of currents



### 5.3.2 Threshold of startle reaction

The threshold of startle reaction depends on several parameters such as the area of the body in contact with an electrode (contact area), the conditions of contact (dry, wet, pressure, temperature) and also on physiological characteristics of the individual.

These effects are related to the peak value of the current [13] and the currents have to be combined frequency by frequency to estimate the total effect. A measurement circuit is described in IEC 60990.

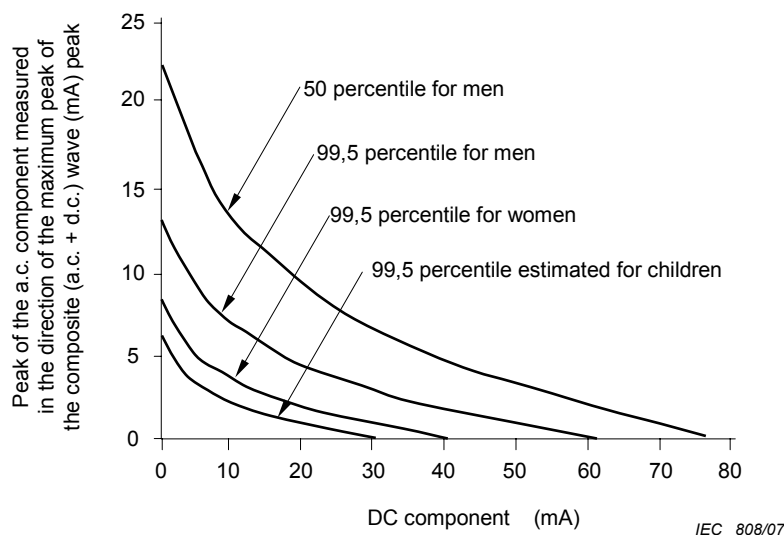
### 5.3.3 Threshold of let-go

The threshold of let-go depends on several parameters, such as the contact area, the shape and the size of the electrodes and also on the physiological characteristics of the individual.

From the standpoint of let-go (hand contacts with energized circuitry that can last a few seconds), this standard uses Figure 5 [17] to determine the let-go current threshold for combinations of alternating current and direct current. The frequency of the alternating current in this case was 60 Hz with 7,07 mA peak a.c. (5 mA r.m.s. for a sinusoidal current) and 30 mA d.c. were used as the touch current thresholds for pure a.c. and d.c. respectively. These thresholds are considered to be adequate to represent the entire population (including children) from inability to let go.

The equation,  $I_{acpk} = 7,176 \cdot \exp(-0,1434 \cdot DC) - 0,1061$ , represents this combined a.c. and d.c. case and may be used to calculate the result of any combination of a.c. and d.c. in the range specified.

The following Figure 7 illustrates the Dalziel [17] information.



**Figure 7 – Let-go thresholds for men, women and children**

The above curves can be described by an equation fitted to the data.

The equation,  $I_{acpk} = 12,8905 \cdot \exp(-0,06939 \cdot DC) - 0,1905$ , represents the 99,5 percentile curve for men.

The equation,  $I_{acpk} = 8,523 \cdot \exp(-0,1049 \cdot DC) - 0,1260$ , represents the 99,5 percentile curve for women.

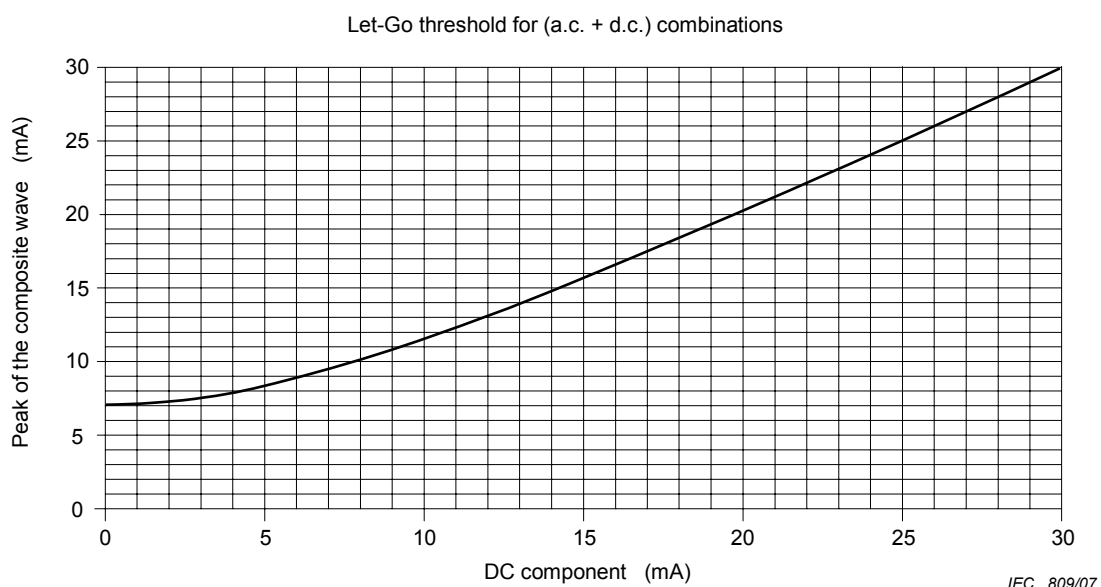
The equation,  $I_{acpk} = 6,394 5 \cdot \exp(-0,138 8 \cdot DC) - 0,094 5$ , represents the 99,5 percentile estimated curve for children.

For practical considerations, some standards allow for some ripple (e.g. up to 10 %) on a d.c. supply as an exception.

Figure 8 shows the let-go threshold expressed in peak mA for combinations of 50/60 Hz sinusoidal alternating current and direct current. The peak of the composite a.c. + d.c. wave in mA at the let-go threshold estimated for the population of humans including children, is shown as a function of the direct current component in mA.

Figure 8 is represented by the following equation for the composite d.c. current:

$$I_{acpk} + I_{dc} = 7,176 \cdot \exp(-0,143 4 \cdot DC) - 0,106 1 + DC$$



**Figure 8 – 99,5 percentile let-go threshold for combinations of 50/60 Hz sinusoidal alternating current and direct current**

These effects are related to the peak value of the current [6] and the currents shall be combined frequency by frequency to estimate the total effect. A measurement circuit is described in IEC 60990.

### 5.3.4 Threshold of ventricular fibrillation

#### 5.3.4.1 Waveforms consisting of specific ratios of alternating to direct current

The fibrillation hazard may be taken as being approximately the same as with an equivalent alternating sinusoidal current  $I_{ev}$  having the following characteristics:

- a) For shock durations longer than approximately 1,5 times the period of the cardiac cycle,  $I_{ev}$  is the r.m.s. value of the sinusoidal alternating current having the same peak-to-peak value  $I_{pp}$  as the current of the waveform concerned:

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{2\sqrt{2}}$$

- b) For shock durations shorter than approximately 0,75 times the period of the cardiac cycle,  $I_{ev}$  is the r.m.s. value of the sinusoidal alternating current having the same peak value  $I_p$  as the current of the waveform concerned:

$$I_{ev} = \frac{I_p}{\sqrt{2}}$$

NOTE 1 This correlation is less applicable the smaller the ratio a.c. to d.c. becomes. For pure d.c. shocks of a duration less than 0,1 s the threshold is equal to the corresponding r.m.s. value of the alternating current (see Figure 20 and Figure 22 in IEC 60479-1, respectively).

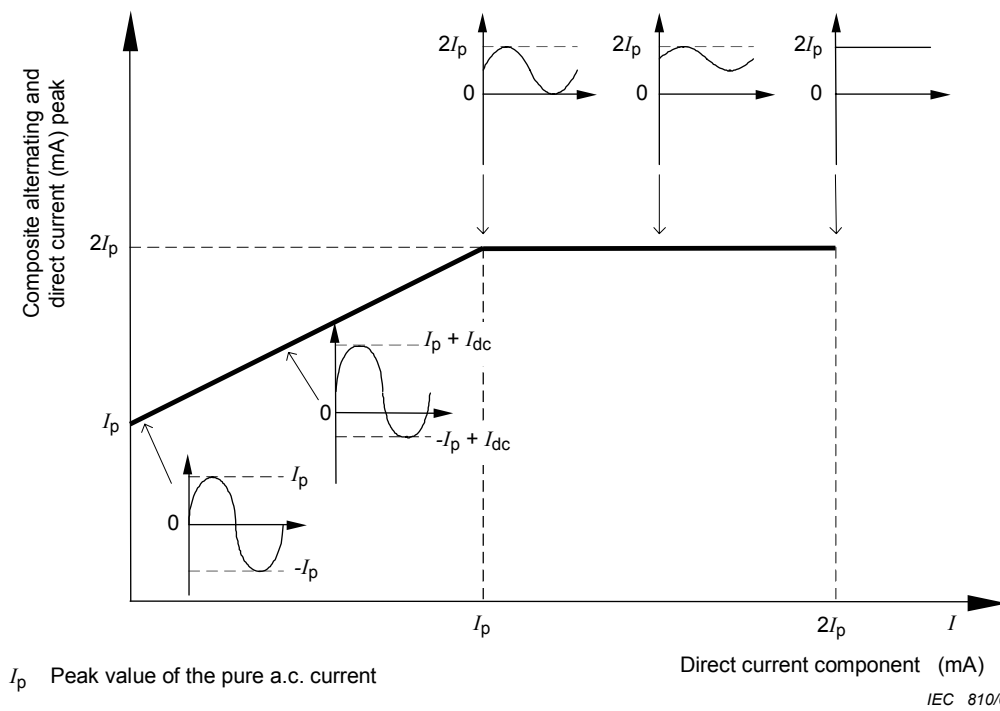
- c) In the duration range from 0,75 to 1,5 times the period of the cardiac cycle, the amplitude parameter changes from peak value to peak-to-peak value.

NOTE 2 The details of the nature of the transition that takes place are subject to further studies.

According to Knickerbocker's [5] findings, the likelihood of ventricular fibrillation for a combination of 50/60 Hz sinusoidal alternating and direct current lasting a few seconds or more, is the same for a purely sinusoidal current of the same duration provided the pure 50/60 Hz sinusoidal alternating current has the same peak-to-peak value as the peak-to-peak value of the combination current waveform. This would be on condition that the direct current component were not large enough to preclude reversal of the instantaneous current (to prevent zero crossing) during each cycle. For example, the combination of a 40 mA r.m.s. 50/60 Hz sinusoidal current combined with direct current up to  $40 \times \sqrt{2}$  mA has approximately the same likelihood of causing ventricular fibrillation as a 40 mA r.m.s. 50/60 Hz sinusoidal current alone.

Where the exposure is a few seconds or more, and the direct current component is large enough so that the instantaneous current does not reverse during each cycle, then the composite of alternating plus direct current has the same likelihood of ventricular fibrillation when the peak value of the composite current is the same as the peak-to-peak value of the 50/60 Hz purely sinusoidal alternating current. For example, the combination of a 50/60 Hz sinusoidal current and direct current with a peak value of  $80 \times \sqrt{2}$  mA ( $2 \times I_p$ ) (with no reversal of the instantaneous current during each cycle) has approximately the same likelihood of causing ventricular fibrillation as a 40 mA r.m.s. 50/60 Hz sinusoidal current with no direct current added.

Figure 9 illustrates an example in which the likelihood of ventricular fibrillation for sinusoidal alternating current (including 20 Hz, 50 Hz, and 60 Hz) combined with direct current is the same.

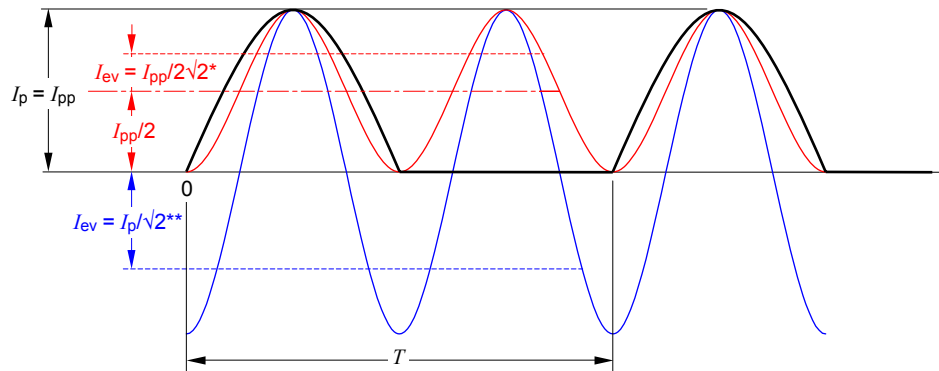


NOTE The peak-to-peak value  $I_{pp}$  remains constant up until the  $I_p$  value and then the peak value of the composite remains constant at a value of two times the peak of the a.c. with no d.c. component.

**Figure 9 – Composite alternating and direct current with equivalent likelihood of ventricular fibrillation**

### 5.3.4.2 Examples of rectified alternating current

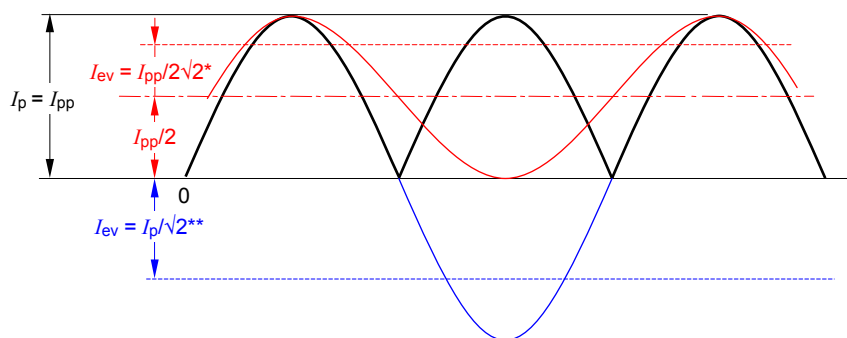
Figure 10 shows the waveforms for half wave and full wave rectification. For these waveforms, the peak value of the current is identical with its peak-to-peak value.



\* for shock duration >1,5 cardiac cycle  
\*\* for shock duration <0,75 cardiac cycle

IEC 811/07

**Figure 10a – Half wave rectification**



\* for shock duration >1,5 cardiac cycle  
\*\* for shock duration <0,75 cardiac cycle

IEC 812/07

**Figure 10b – Full wave rectification**

**Figure 10 – Waveforms of rectified alternating currents**

The equivalent alternating current  $I_{ev}$  is determined:

a) For duration longer than 1,5 times the period of the cardiac cycle by:

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{2\sqrt{2}} = \frac{I_p}{2\sqrt{2}}$$

Hence for half wave rectification,  $I_{ev}$  is related to the r.m.s. value of the rectified current  $I_{rms}$  by:

$$I_{ev} = \frac{I_{rms}}{\sqrt{2}}$$

and the full wave rectification by:

$$I_{ev} = \frac{I_{rms}}{2}$$

b) For duration shorter than 0,75 times the period of the cardiac cycle by:

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{\sqrt{2}} = \frac{I_p}{\sqrt{2}}$$

Hence for half wave rectification,  $I_{ev}$  is related to the r.m.s. value of the rectified current  $I_{rms}$  by:

$$I_{ev} = \sqrt{2} I_{rms}$$

and the full wave rectification by:

$$I_{ev} = I_{rms}$$

In the case of both let-go and ventricular fibrillation, the body current is expected to flow through the limbs and torso for a few seconds. For example, a cadenced ringing signal on a telephone circuit can typically last around 2 s before the signal is interrupted with a pause (between rings). If a person is in contact with a part that is energized by a burst of ringing signal, the person's body might conduct current from the signal for a few seconds. In the case of a cadenced ringing signal, a person might be unable to let go during the time that the signal is "on". If this occurs, the signal shall not be capable of producing ventricular fibrillation. It is assumed that when the signal pauses between bursts of the ringing signal, the person can release the conductive part and get away from the circuit.

## 6 Effects of alternating current with phase control

### 6.1 Waveforms and frequencies and current thresholds

Figure 11 shows the waveforms for symmetrical and asymmetrical control.

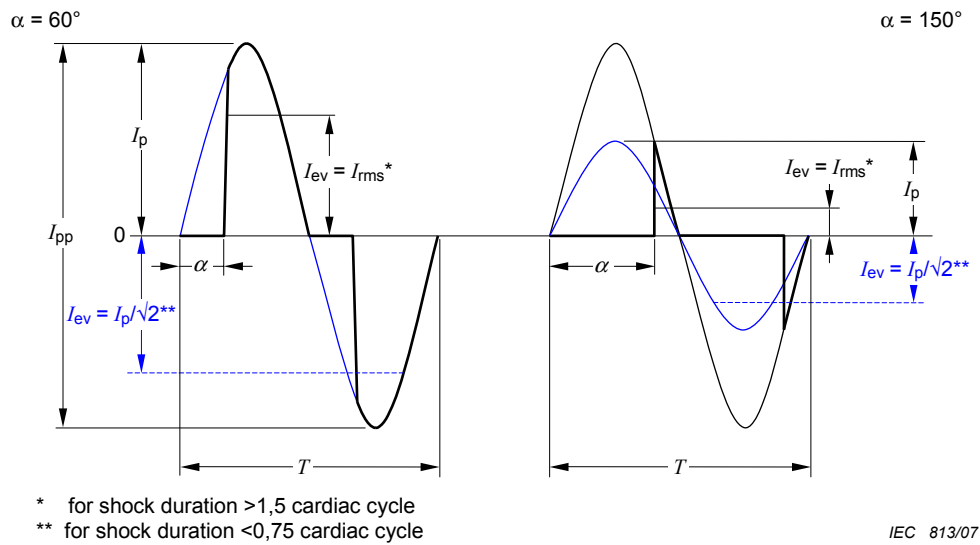


Figure 11a – Symmetrical control

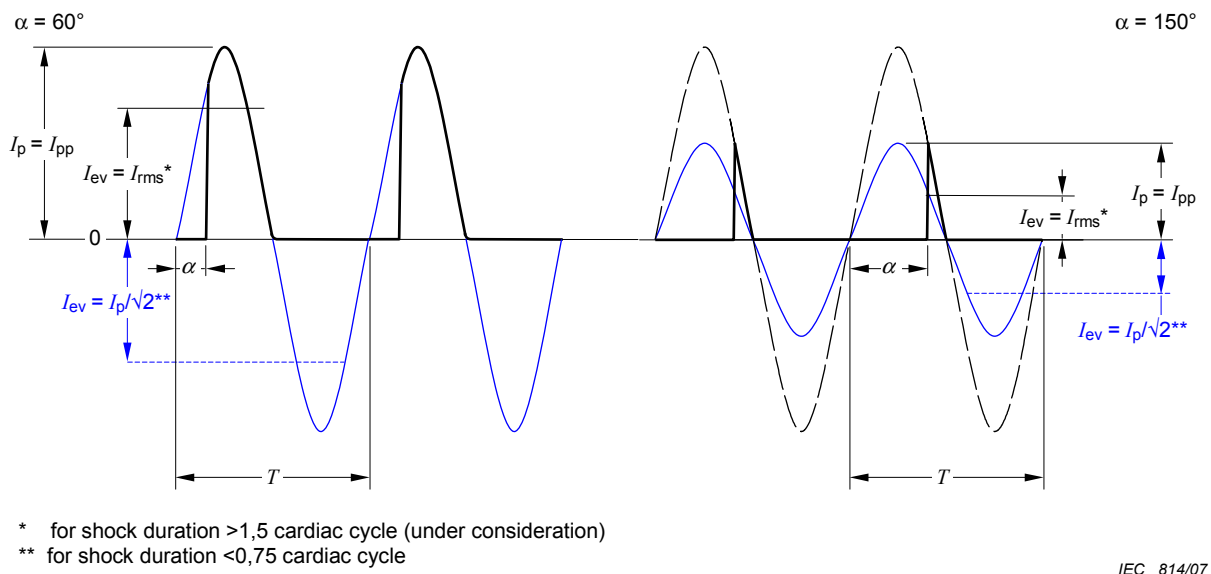


Figure 11b – Asymmetrical control

Figure 11 – Waveforms of alternating currents with phase control

## 6.2 Threshold of startle reaction and threshold of let-go

As described in 5.3.2 and 5.3.3, these thresholds depend on different parameters.

The effects of the current in producing sensation or inhibiting let-go are about equal to a pure a.c. with the same peak value  $I_p$ . For phase control angles above  $120^\circ$ , the peak values increase as a consequence of the decreasing duration of the current flow.

These effects are related to the peak value of the current [13] and they have to be combined frequency per frequency to estimate the total effect. This is easily done using the measurement circuit in IEC 60990.

### 6.3 Threshold of ventricular fibrillation

The thresholds differ for symmetrical and asymmetrical waveforms.

#### 6.3.1 Symmetrical control

The fibrillation hazard may be taken as being approximately the same as with equivalent alternating current  $I_{ev}$  having the following characteristics:

- a) For shock durations longer than approximately 1,5 times the period of the cardiac cycle,  $I_{ev}$  has the same r.m.s. value as the current of the relevant waveform concerned;
- b) For shock durations shorter than approximately 0,75 times the period of the cardiac cycle,  $I_{ev}$  is the r.m.s. value of a current having the same peak value as the current of the relevant waveform concerned;

NOTE For phase control angles above  $120^\circ$  a rise of the threshold of fibrillation is to be expected.

- c) In the duration range from 0,75 to 1,5 times the period of the cardiac cycle, the amplitude parameters change from peak to r.m.s. value.

#### 6.3.2 Asymmetrical control

The fibrillation hazard may be taken as being approximately the same as with the equivalent alternating current  $I_{ev}$  having the following characteristics:

For shock duration shorter than approximately 0,75 times the period of the cardiac cycle,  $I_{ev}$  is the r.m.s. value of a current having the same peak value as the current of the relevant waveform concerned.

NOTE 1 For phase control angle above  $120^\circ$  a rise of the threshold of fibrillation is to be expected.

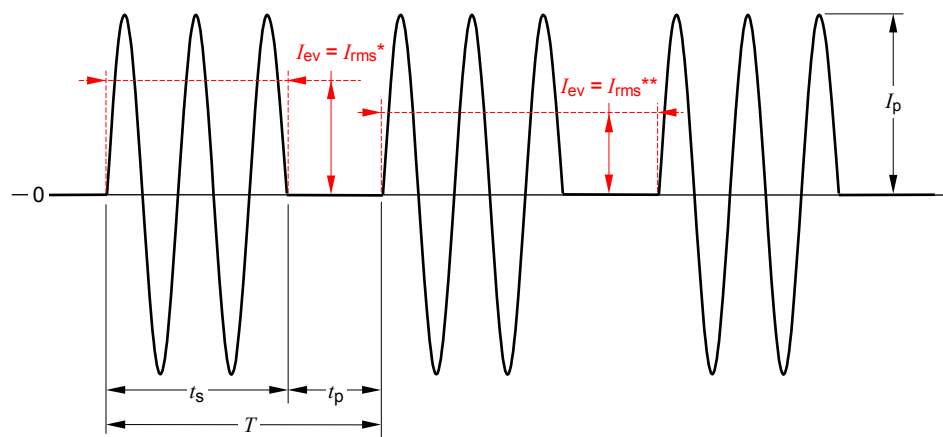
NOTE 2 Currents caused by asymmetrical control (see IEC 551-16-25) may also have d.c. component.

## 7 Effects of alternating current with multicyle control

### 7.1 Waveforms and frequencies

Figure 12 shows the waveforms for a degree of power control of  $p=0,67$ .





\* for shock duration >1,5 cardiac cycle and  $p \ll 1$  or shock duration < 0,75 cardiac cycle

\*\* for shock duration <0,75 cardiac cycle and  $p \approx 1$

IEC 815/07

$$p = \frac{t_s}{t_s + t_p}$$

$t_s$  = conducting time

$t_s + t_p$  = working period

$t_p$  = non-conducting time

$p$  = degree of power control

$$I_{1\text{rms}} = \frac{I_p}{\sqrt{2}} = \text{r.m.s. value of current during current conduction}$$

NOTE  $I_{1\text{rms}}$  is not to be confused with the r.m.s. value of current during working period.  $I_{2\text{rms}} = I_{\text{rms}}\sqrt{p}$ .

**Figure 12 – Waveforms of alternating currents with multicycle control**

## 7.2 Threshold of startle reaction and threshold of let-go

As described in 5.3.2, 5.3.3 and 6.2, these thresholds depend on different parameters.

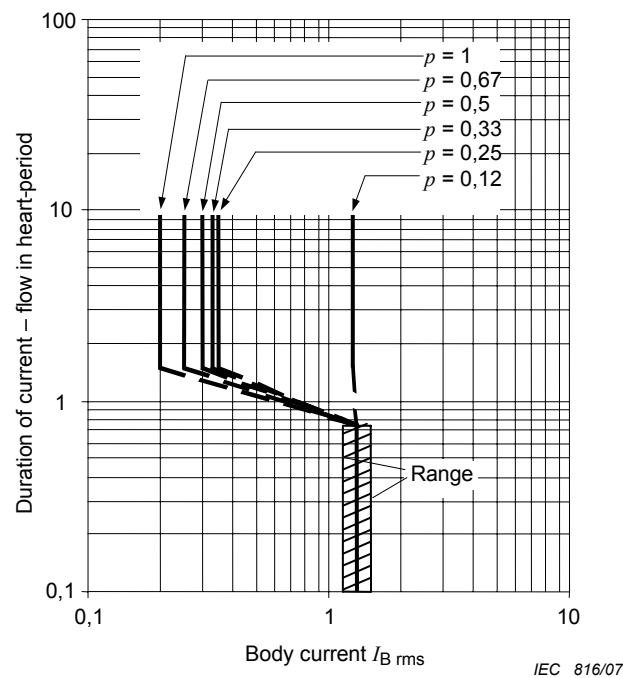
These effects are related to the peak value of the current [13] and the currents have to be combined frequency by frequency to estimate the total effect.

## 7.3 Threshold of ventricular fibrillation

### 7.3.1 General

Depending on the duration of shock and the degree of power control alternating currents with multicycle control are equally or less dangerous than alternative currents of the same shock duration and current magnitude.

Figure 13 shows the variation of the ventricular fibrillation threshold for various degrees of power control from experiments with pigs (see bibliographic reference [7]).



NOTE Body current  $I_{B\text{rms}}$  is the r.m.s. value of the current during current conduction  $I_{1\text{rms}}$

**Figure 13 – Threshold of ventricular fibrillation (average value) for alternating current with multicycle control for various degrees of controls (results of experiments with young pigs)**

### 7.3.2 Shock durations exceeding 1,5 times the period of cardiac cycle

For shock durations longer than approximately 1,5 times the period of the cardiac cycle, the threshold depends on the degree of power control  $p$ . For  $p$  near unity, it has the same r.m.s. value as the sinusoidal alternating current of the same duration. For  $p$  near 0,1 the r.m.s. value of the current during current conduction  $I_{1\text{rms}}$  is the same as the threshold for alternating current of a duration below 0,75 times the period of the cardiac cycle.

NOTE For intermediate values of  $p$ , the fibrillation threshold rises from the low level shown in Figure 20 in IEC 60479-1 to the high level indicated for shock duration below 0,1 s.

### 7.3.3 Shock durations less than 0,75 times the period of cardiac cycle

For shock durations shorter than approximately 0,75 times the period of the cardiac cycle the r.m.s. value of the current during the current conduction  $I_{1\text{rms}}$  is the same as that for a sinusoidal alternating current of the same duration.

## 8 Estimation of the equivalent current threshold for mixed frequencies

### 8.1 Threshold of perception and let-go

These effects are related to the peak value of the current [13] and the currents have to be combined frequency by frequency to estimate the total effect.

### 8.2 Threshold of ventricular fibrillation

The ventricular fibrillation hazard caused by a current having multiple frequencies may be estimated, at a rough approximation, as equivalent to the hazard caused by a pure alternating current having the following characteristics:

- the fundamental frequency;

- with an amplitude  $I_{ev}$  equivalent to the quadratic summation of all component amplitudes individually affected by the appropriate frequency factor as provided in Figure 3:

$$I_{ev} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left( \frac{I_i}{F_i} \right)^2}$$

This result of combining waveforms presumes only a relationship between the peak value and the r.m.s. value of the composite waveform. The physiological effect depends on the phase angle relationship among the contributing frequencies which needs to be known and is not considered in this estimate.

## 9 The effect of repeated pulses (bursts) of current on the threshold of ventricular fibrillation

### 9.1 Ventricular fibrillation threshold of multiple bursts of current separated by 1 s or more

Ventricular fibrillation can be considered unlikely to occur from the passage of a single, non-repetitive burst of current through the heart if the combination of magnitude and duration is below the  $c_1$  curve shown in Figures 20 and 22 of IEC 60479-1. Figure 20 pertains to single non repetitive bursts of sinusoidal current of 15 Hz to 100 Hz, while Figure 22 pertains to a single, non-repetitive burst of direct current with no significant a.c. components.

Bursts of current that are separated from each other by an interval that is equal to or greater than the period of a normal heartbeat cycle do not have cumulative effects on the heart and may therefore be treated individually as if they were single, non repetitive bursts of current. When the bursts of current in a series are separated from each other by at least 1 s, a comparison of the magnitude and duration of each burst of current individually to the  $c_1$  curve may be used to determine the ventricular fibrillation hazard. A typical heartbeat rate for humans is 70 beats per minute; therefore, the period of a human heartbeat cycle is slightly less than approximately 1 s.

### 9.2 Ventricular fibrillation threshold of multiple bursts of current separated by less than 1 s

#### 9.2.1 General

Bursts of current through the heart that are separated by less than the period of a normal heartbeat (less than approximately 1 s between consecutive bursts) can create disturbances in the heart with cumulative effects. These cumulative effects can lead to ventricular fibrillation even though each burst of current in the series is significantly lower than the threshold for ventricular fibrillation applicable to each of the single bursts of current occurring alone.

The first burst of current in a series can be evaluated using Figure 20 or Figure 22 of IEC 60479-1, whichever is appropriate. The threshold for ventricular fibrillation applicable to the second burst of current can be as low as approximately 65 % of the threshold applicable to the first burst. This process can continue until the threshold reaches a minimum after several bursts. The minimum threshold reached can be only approximately 10 % or less of the threshold applicable to the first current burst [14], [18], [19], [20].

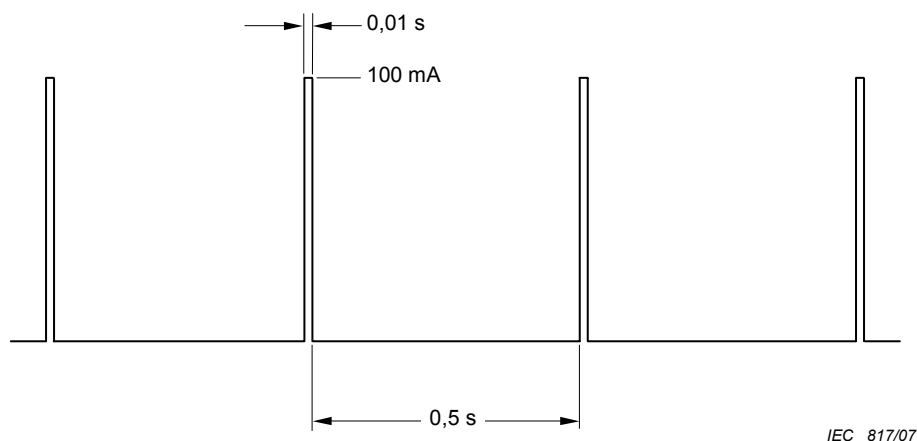
Table 1 provides an estimate of the threshold of ventricular fibrillation that might be applicable to current bursts in a series as a worst case. The quiet time between the current bursts is insufficient to allow the effects of the previous current bursts to fully subside. Each burst of current is sufficient in magnitude and duration to excite the heart tissue, and it is assumed that the threshold of ventricular fibrillation decreases by 35 % after each burst of current.

**Table 1 – Example of estimate for ventricular fibrillation threshold after each burst of current in a series**

Burst of current in a series of bursts separated by less than 1 s, where the first current burst is in the AC-3 or DC-3 region of Figure 20 or Figure 22	Example estimate of the ventricular fibrillation threshold after each burst of current in a series %
First current burst	100
Second current burst	65
Third current burst	42
Fourth current burst	27
Fifth current burst	18
Sixth current burst	12
Seventh and subsequent current bursts	10 or less

### 9.2.2 Example 1

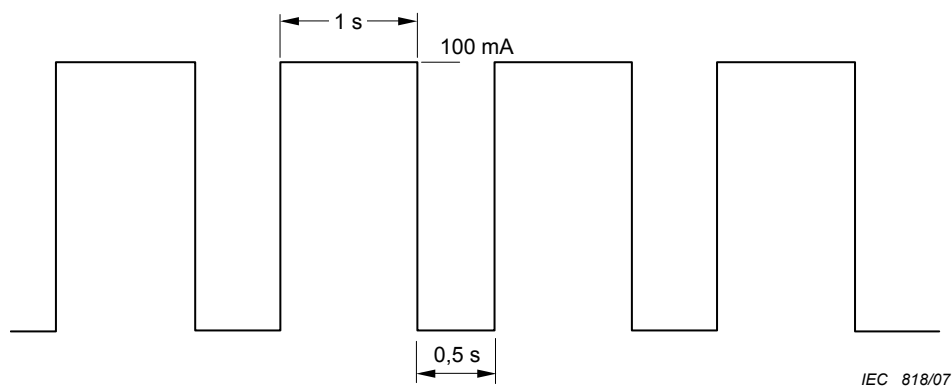
Consider a series of four rectangular pulses (see Figure 14) of unidirectional current passing through a person's body between the left hand and both feet, where each pulse has a magnitude of 100 mA peak and a duration of 0,01 s. Suppose the pulses are separated from each other by 0,5 s of "off-time". In this example it will be established if there is a risk of ventricular fibrillation when the pulse current flows upward (feet positive) through the body.



**Figure 14 – Series of four rectangular pulses of unidirectional current**

According to Figure 22 of IEC 60479-1, each of the 0,01 s 100 mA pulses by itself has no harmful physiological effects (DC-2 region). If the four pulses that are 0,5 s apart were each to have the most cumulative effects that can be expected to lower the ventricular fibrillation threshold, the fourth and last pulse might have a threshold that is as low as 27 % of 500 mA, i.e. 135 mA. Therefore, it is doubtful that the pulses in this series would be able to produce disturbances that could escalate into a dangerous situation, even though the current bursts are separated by only 0,5 s. The risk of ventricular fibrillation in this case could be considered low.

Consider another series of four rectangular pulses (see Figure 15) of unidirectional current passing in the same direction (feet positive) through a person's body between the left hand and both feet.

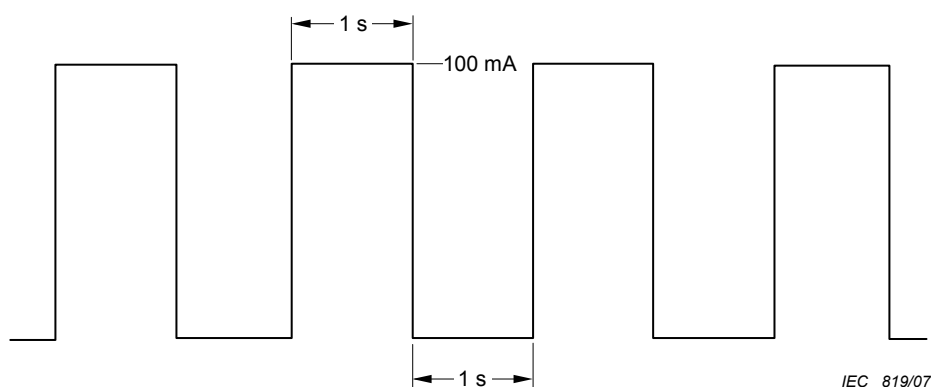


**Figure 15 – Series of four rectangular pulses of unidirectional current**

Each pulse has the same magnitude of 100 mA peak, but the duration of each pulse “on-time” is increased to 1 s. The separation between pulses is still 0,5 s. Is there a risk of ventricular fibrillation?

According to Figure 22 of IEC 60479-1, each of the pulses by itself is capable of inducing reversible disturbances of formation and conduction of impulses in the heart (DC-3 region). Until these disturbances subside, the ventricular fibrillation threshold is reduced to a lower level, making ventricular fibrillation more likely. A single, non repetitive pulse of 1 s duration might have a ventricular fibrillation threshold as low as approximately 150 mA (the  $c_1$  line). If the first pulse caused disturbances that lowered the ventricular fibrillation by 35 %, then the ventricular fibrillation threshold for the second pulse would be 65 % of 150 mA, i.e. 98 mA. The third pulse could have a ventricular fibrillation threshold of 65 % of 98 mA, i.e. 63 mA, and the fourth pulse could have a ventricular fibrillation threshold as low as 41 mA. In this case, the first pulse is unlikely to cause ventricular fibrillation, but the second, third and fourth pulses have an increasing risk of ventricular fibrillation. This is due to the cumulative effect of the disturbances caused by the previous pulses in the series without sufficient time between pulses for the effects to subside.

Finally, consider another series of four rectangular pulses of unidirectional current passing in the same direction (feet positive) through a person’s body between the left hand to both feet. Each pulse has the same magnitude of 100 mA peak and 1 s duration, but with 1 s between pulses instead of de 0,5 s (see Figure 16). In this example, it will be established if there is a risk of ventricular fibrillation.



**Figure 16 – Series of four rectangular pulses of unidirectional current**

According to Figure 22 of IEC 60479-1, each of the pulses by itself is capable of inducing reversible disturbances in the heart (DC-3 region), but the 1 s quiet interval between the pulses allows the disturbances to subside before the onset of the next pulse occurs in the series. Therefore, there is little or no cumulative effect, and the risk of ventricular fibrillation for this series of pulses is low.

### 9.2.3 Example 2

If one considers a continuous stream of interrupted direct current with a 50 % duty cycle, the likelihood of ventricular fibrillation is estimated for this pulse stream compared to the likelihood for a single, non repetitive rectangular pulse with the same duration as one of the pulses in the pulse stream.

According to Figure 20 of IEC 60479-1, a continuous sinusoidal alternating current of e.g. 200 mA r.m.s. or 283 mA peak has a specific likelihood of ventricular fibrillation. According to Kouwenhoven's observations [18] which compared the likelihood of ventricular fibrillation for sinusoidal a.c. and interrupted d.c. with the same 60 Hz fundamental frequency, the ratio of amplitudes of a continuous series of d.c. pulses having the same likelihood of ventricular fibrillation would be 1,7/1. This ratio between measured ventricular fibrillation thresholds for a.c. and interrupted d.c. with the current applied directly to the heart of a dog (1,06 mA peak / 0,62 mA peak = 1,7). The interrupted d.c. causes ventricular fibrillation at a lower value than the sinusoidal a.c.

According to Figure 20 of IEC 60479-1, the likelihood of ventricular fibrillation for a single, non repetitive rectangular impulse of unidirectional current with duration equal to half the period of a 60 Hz repetitive pulse train ( $(1/60) / 2 = 8,3$  ms) is about ten times higher than for the continuous sinusoidal alternating current.

The ratio between the likelihood of ventricular fibrillation for one single impulse of 8,3 ms duration and for the 60 Hz series of 50 % duty cycle pulses (the same rectangular shape and the same duration) is therefore about  $1 / (2 \cdot 830 \text{ mA} / 166 \text{ mA}) = 1 / 17$ . This significant difference between the likelihood of ventricular fibrillation is caused by the cumulative effects of the pulses on the heart when many pulses occur in rapid succession.

## 10 Effects of electric current through the immersed human body

### 10.1 General

This clause discusses the effects of electric current through the human body when the body is immersed in water of various levels of conductivity. Sinusoidal frequencies of 50/60 Hz and direct current are discussed, but the effects of other frequencies might be estimated by applying the information given in other parts of IEC 60479.

NOTE 1 Unless otherwise specified, voltage and current are sinusoidal, and the values are expressed in terms of r.m.s..

NOTE 2 For the purposes of this standard, the term "water" is used to describe pure water as well as solutions of pure water with salts and other impurities in solution.

### 10.2 Resistivity of water solutions and of the human body

Pure water is essentially non conductive, but when impurities such as salts are added to water, the resistivity of the solution can decrease significantly. Table 2 shows values of resistivity for examples of typical water solutions in which people can be partially or totally immersed.

**Table 2 – Resistivity of water solutions [21]**

Water solution	Resistivity $\Omega \cdot \text{cm}$
Rain water	254 to 420 000
“Standard” hard water	1 780
Tap water (USA)	1 290 to 1 6000
Laundry water (tap water with detergent added)	520
“Swimming pool water”	300
Isotonic (normal) saline solution	60
Sea water (Atlantic ocean, near New York)	22
NOTE Conductivity values in this table are approximate for solutions at room temperature, and will vary with changes in temperature.	

When the human body is immersed in water that conducts an electric current, the path of the electric current through the water is affected by the relative resistivity of the body, which is not homogeneous, and the water. If the water is less resistive than the immersed body (e.g. sea water), much of the current that would have been flowed through the water displaced by the body will flow around the body rather than through it. However, if the water is more resistive than the body (e.g. fresh lake water), a larger portion of the current will take the path of least resistance and “collect” or “concentrate” through the body. The presence of the body distorts the electric field and paths of current flow in the water. The least distortion of the electric fields and current paths will occur when the resistivity of the water is nearly the same as the resistivity of the body parts displacing the water. However, since the body is not homogeneous, the presence of a body in the water will always distort the electric field and current paths to some extent.

The strength of the electric field (in V/cm) is equal to the resistivity (in  $\Omega \cdot \text{cm}$ ) times the current density (in  $\text{A}/\text{cm}^2$ ). Therefore, for two parallel paths with the same electric field across them, the path with the lower resistivity will carry a proportionately higher current density.

Table 3 shows approximate values of resistivity for examples of various human body parts at normal body temperature [22], [23]. The values apply for low frequency, alternating current or direct current.

**Table 3 – Resistivity of human body tissues**

Human body tissue	Resistivity $\Omega \cdot \text{cm}$
Blood	62,9 *
Cerebrospinal fluid	64,6
Arm (body segment)	160
Skeletal muscle	240
Neck (body segment)	280
Fingers and hand (body segment)	280
Thorax (body segment)	375 – 455
Trunk (body segment)	415
Brain	588
Head (body segment)	840
Cardiac muscle	925 – 1150
Bone	16 000
* This value applies to plasma with no cells in the sample. As the number of cells in the sample is increased, the resistivity increases to a value as high as almost 300 $\Omega \cdot \text{cm}$ .	
NOTE The human body is non uniform in its composition and therefore also in its resistivity. The values given in the table, particularly for the body segments, should be considered as a kind of “average” value.	

### 10.3 Conducted current through immersed body

The output impedance of an electrical source supplying current to the water can be high or low, depending on the nature and design of the source. If the source has a low output impedance relative to the impedance of the water and immersed body, the source behaves like a constant voltage source. In this case, the current through the body and water is determined more by the impedance of the various parallel pathways in the water, and is not limited by the output impedance of the source. The current through the body is not significantly influenced by the presence of current pathways in parallel with the body. Due to the low output impedance of the source, each of the parallel paths can be supplied with current from the source that is essentially based on the impedance of each of the many individual paths.

If the electrical source has a high output impedance relative to the combined impedance of the body and the water in which it is immersed, it behaves like a constant current source. In this case, the magnitude of the total current from the source that flows through the body and the water is determined by the source voltage divided by the source impedance. The impedance outside the source is low relative to the source impedance and has little influence. The current in the water divides between the body and the paths around the body. Most of the current flows through the paths of least resistance. In the extreme case, if the water were a perfect conductor, the immersed body would conduct none of the current because all of the current would flow around the body through the highly conductive water. In the other extreme, if the water were highly resistive, then almost all of the current in the water would concentrate through the body.

Table 4 qualitatively illustrates the relative interaction between the resistivity of the water solution (relative to the resistivity of the immersed body), and the impedance characteristic of the electrical source (the source impedance relative to the impedance of the solution and immersed body).

**Table 4 – Relative interaction between resistivity of water solution and the impedance characteristic of the electrical source**

	High resistivity solution	Low resistivity solution
Constant voltage source (low source impedance relative to the impedance of the combination of the immersed body and the water)	Body current is determined by the source voltage and the impedance of the body "in series with" the water that is between the body and the electrodes. The higher the water resistivity in series with the body, the less current through the body	Body current is determined by the source voltage and the impedance of the body "in series with" the water that is between the body and the electrodes. The lower the resistivity of the water in series with the body, the more current through the body
Constant current source (high source impedance relative to the impedance of the combination of the immersed body and the water)	Total current is determined by the source voltage divided by the source impedance. Body current is determined by the relative impedances of the immersed body and the water "in parallel with" the body. The higher the resistivity of the water, the more current through the body.	Total current is determined by the source voltage divided by the source impedance. Body current is determined by the relative impedances of the immersed body and the water "in parallel with" the body. The lower the resistivity of the water, the less current through the body

### 10.4 Physiological effects of current through the immersed body

Perception and startle reaction are unlikely to occur when the body is totally immersed in water. With the entire body immersed and conducting current, the current density through the skin is usually low even though the current that accumulates in the body and flows through



some of the internal body tissue (muscle, blood, nerves, etc.) can be significant. Because of the low current density in the skin, harmful levels of current can flow through the internal parts of an immersed person without the sensation normally associated with an electric shock.

Physiological effects of body current that involve muscle tetanization (immobilization) can be particularly hazardous when the body is immersed since it can interfere with the person's ability to swim, or can interfere with the ability to keep the head above the surface of the water. Drowning can result from the interference with normal muscle control.

Ventricular fibrillation can occur when current of sufficient magnitude flows through the body in the region of the heart. The orientation of the body with respect to an electric field in water is not necessarily fixed and can be continually changing. Therefore, it must be assumed that current can enter and exit the body in ways that can maximize the current density in the heart and can flow in the most adverse direction. For example, current can flow directly into the chest and exit through the left arm depending on the location of the body with respect to the electrodes in the water.

A person immersed in a body of water that is electrically isolated from earth and that is elevated in potential by an electrical source with respect to earth, but where there is no differences in potential in the water (no electric field in the water), might have no current flowing through the body until that person reaches out of the water and touches a conductive part connected to earth. In this case, current will flow from the water, into the body over a large area of immersed skin, and out through the limb touching or grasping the earthed part. The person might be unable to let go the part, and if the current through the torso is sufficiently high, the current can interfere with breathing or cause ventricular fibrillation.

Electrical burn injuries are less likely when the body is immersed because of the cooling of the skin provided by the water.

If a person is completely immersed in water, current that flows through the head can produce a number of other physiological effects [24]. Low currents can produce a prickling or stinging sensation on the skin. Higher currents can stimulate facial muscles. Yet higher currents can stimulate the optic nerves to create phosphenes. Phosphenes are visual images of light produced by an external stimulus not involving light – in this case electric current. (Mechanical pressure exerted on the closed eye can also produce phosphenes.) Although phosphenes themselves are not harmful, they can be frightening to an unsuspecting person, and might cause a thoughtless response, or even a panic reaction, that could lead to other hazards including drowning. The direct effects of the current are immediately reversible when the current stops; however, higher current can cause pain in the upper facial area. This pain is reversible in a few minutes to a few hours. The sense of balance can be affected by these currents. This effect is reversible but can last as long as a few days.

### 10.5 Threshold values of current

The current threshold of physiological effects for a person's body immersed in water is not a unique value. There are too many variables that can continuously change the body impedance, and continuously change each pathway and magnitude of current in each pathway as the body moves relative to the source electrodes in the water. The following values have been used for conservative current limits in applications where a person's body is immersed in low resistivity water. The tests to determine these values were performed with 22  $\Omega$ -cm water, representing sea water, prepared by adding NaCl to tap water [25].

In general, if a 50/60 Hz current exceeding 5 mA enters and flows through the body of an immersed person, it may lead to muscle tetanization which can interfere with the ability to swim, interference with breathing or even ventricular fibrillation. When a person is immersed, current can enter the chest directly from the water, without flowing through limbs. In addition, retaining control of muscles is important to be able to avoid drowning. The 5-mA value is not related to curve b in Figure 20 of IEC 60479-1. Immersed conditions are different from the typical electric shock scenario, and different considerations apply.

A 50  $\Omega$  resistor is sometimes specified to measure the current available from high output impedance electrical sources in water. However, this value can be too high to be a suitable body impedance model. This becomes important when the source has a low output impedance. In this case, the value of the body impedance model influences the current to a larger extent and should more accurately represent the body.

When 5 mA enters a child's body through the area of the chest, a 50/60 Hz current density of 30  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  may occur [26].

## 10.6 Intrinsically safe voltage values

It has been the practice of product standards to limit current rather than voltage in applications such as swimming pools and spas where body immersion occurs. If an intrinsically safe voltage value were to be specified, it would have to be very low, perhaps in the order of only a few volts, because of the very low impedance pathways that can exist through the immersed body.

## 11 Effects of unidirectional single impulse currents of short durations

### 11.1 General

Unidirectional single impulse currents of short duration in the form of rectangular and sinusoidal impulses or capacitor discharges may be a source of danger in the case of an insulation fault of an electric appliance containing electronic components or when touching live parts of such equipment. It is therefore important to establish the danger limits for these types of currents.

For a shock duration of 10 ms, the effects described in this clause correspond to those given in IEC 60479-1 so that IEC 60479-1 and IEC 60479-2 cover the whole range of shock durations from 0,1 ms to 10 s for nearly all current waveforms which are of technical interest. The content of this clause is based on the assumption derived from scientific research that the principal factor for the initiation of ventricular fibrillation for the various forms of unidirectional impulse currents is the  $I \times t$  or  $I^2 \times t$  value for shocks of up to 10 ms duration [8].

### 11.2 Effects of unidirectional impulse currents of short duration

#### 11.2.1 Waveforms

Figure 17 shows the forms of currents for rectangular impulses, sinusoidal impulses and for capacitor discharges. The following current magnitudes have to be distinguished:

$I_{\text{DC}}$  = magnitude of the current of the rectangular impulse,

$I_{\text{ACrms}}$  = r.m.s. value of the current of the sinusoidal impulse,

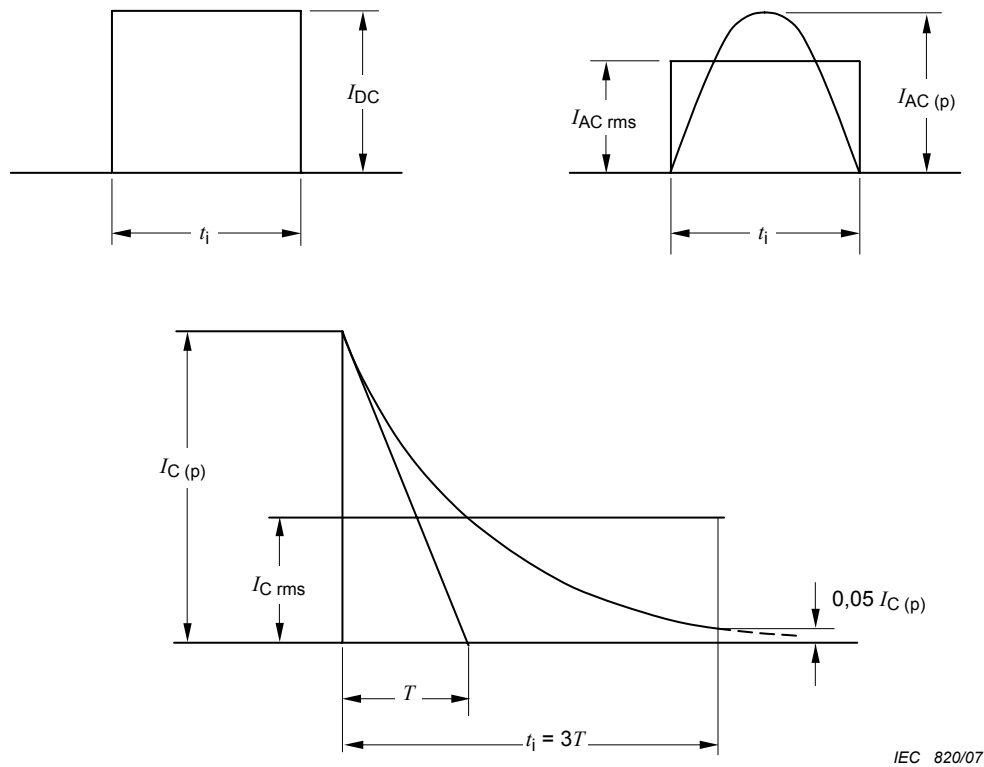
$I_{\text{AC(p)}}$  = peak value of the current of the sinusoidal impulse,

$I_{\text{Crms}}$  = r.m.s. value of the current of the capacitor discharge for a duration of  $3T$ ,

$I_{\text{C(p)}}$  = peak value of the capacitor discharge.

NOTE If  $U_e$  is the voltage of the capacitor at the beginning of the discharge through the human body and  $R_e$  the initial body resistance,  $I_{\text{C(p)}}$  is determined by:

$$I_{\text{C(p)}} = \frac{U_e}{R_i}$$



**Figure 17 – Forms of current for rectangular impulses, sinusoidal impulses and for capacitor discharges**

### 11.2.2 Determination of specific fibrillating energy $F_e$

The specific fibrillating energy  $F_e$  for the different forms of impulses dealt with in this clause is determined

a) for rectangular impulses by:

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

b) for sinusoidal impulses by:

$$F_e = \frac{I_{AC(p)}^2}{2} t_i = I_{ACrms}^2 t_i$$

c) for a capacitor discharge with a time-constant  $T$  by:

$$F_e = I_{C(p)}^2 \frac{T}{2} = I_{Crms}^2 t_i$$

Figure 18 compares the current magnitudes for rectangular impulses, sinusoidal impulses and a capacitor discharge with the time constant  $T$  having the same specific fibrillating energy  $F_e$  and the same shock-duration  $t_i$ . In this case, the following relationship exists:

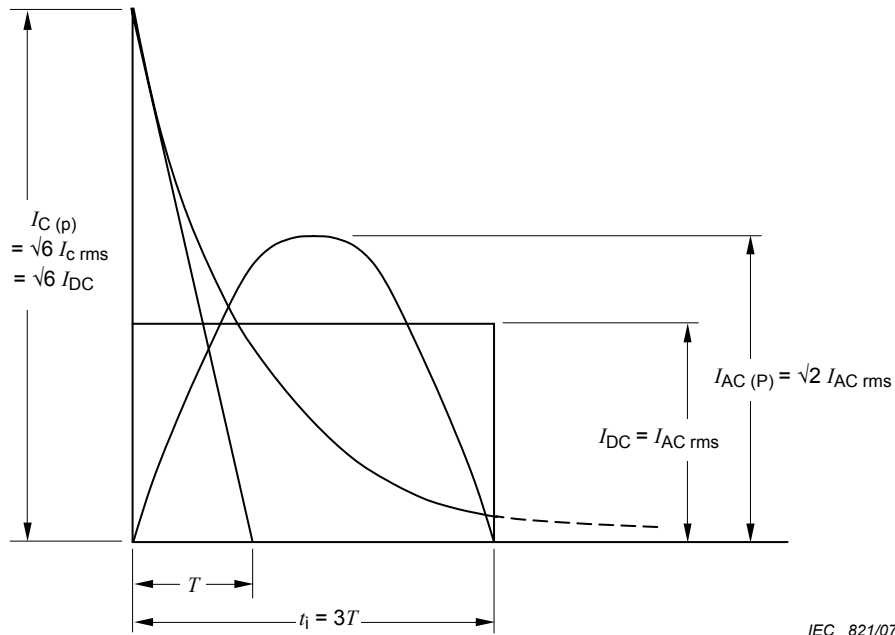
$$I_{DC} = \frac{I_{AC(p)}}{\sqrt{2}} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$$

NOTE The relationship  $I_{DC} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$  is derived as follows:

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

$$I_{Crms}^2 3T = I_{DC}^2 3T = I_{C(p)}^2 \frac{T}{2}$$

$$I_{Crms} = I_{DC} = I_{C(p)} \frac{1}{\sqrt{6}}$$

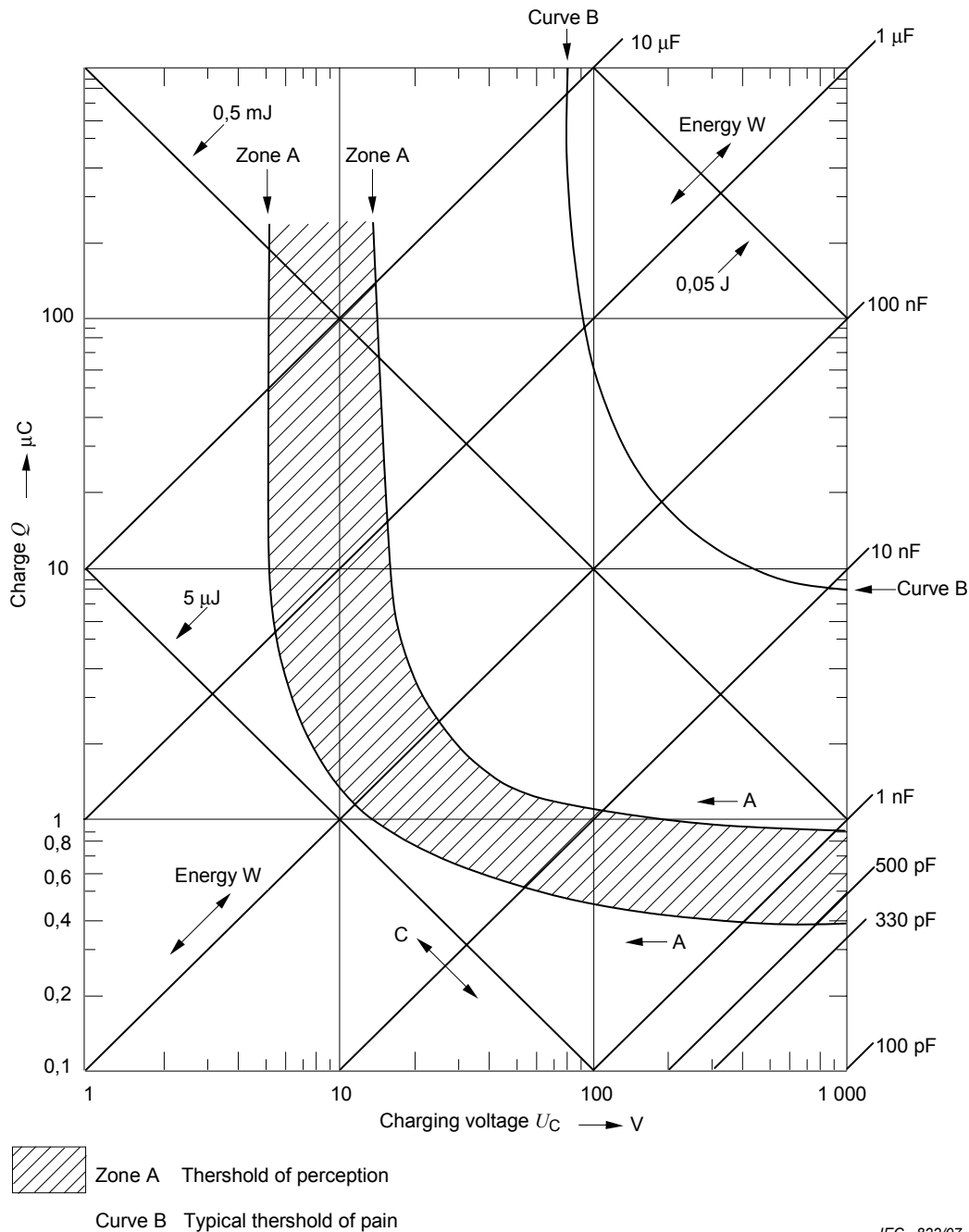


**Figure 18 – Rectangular impulse, sinusoidal impulse and capacitor discharge having the same specific fibrillating energy and the same shock duration**

### 11.3 Threshold of perception and threshold of pain for capacitor discharge

The thresholds depend on the form of the electrodes, on the charge of the impulse and on its peak current value. Figure 19 shows the threshold of perception and the threshold of pain as a function of the charge and the charging voltage of the capacitor for a person holding large electrodes with dry hands.

The threshold of pain in terms of specific energy is in the order of 50 to 100×10<sup>-6</sup> A<sup>2</sup>s for current paths through the extremities and large contact areas.



NOTE The diagonal axes are scaled for capacitance ( $C$ ) and energy ( $W$ ). From the intersection of the coordinates for charging voltage and capacitance the charge and the energy of the impulse can be read on the appropriate axes.

**Figure 19 – Threshold of perception and threshold of pain for the current resulting from the discharge of a capacitor (dry hands, large contact area)**

## 11.4 Threshold of ventricular fibrillation

### 11.4.1 General

The threshold of ventricular fibrillation depends on the form, duration and magnitude of the current of the impulse, the heart phase in which the impulse starts, the current path in the human body and on the physiological characteristics of the person.

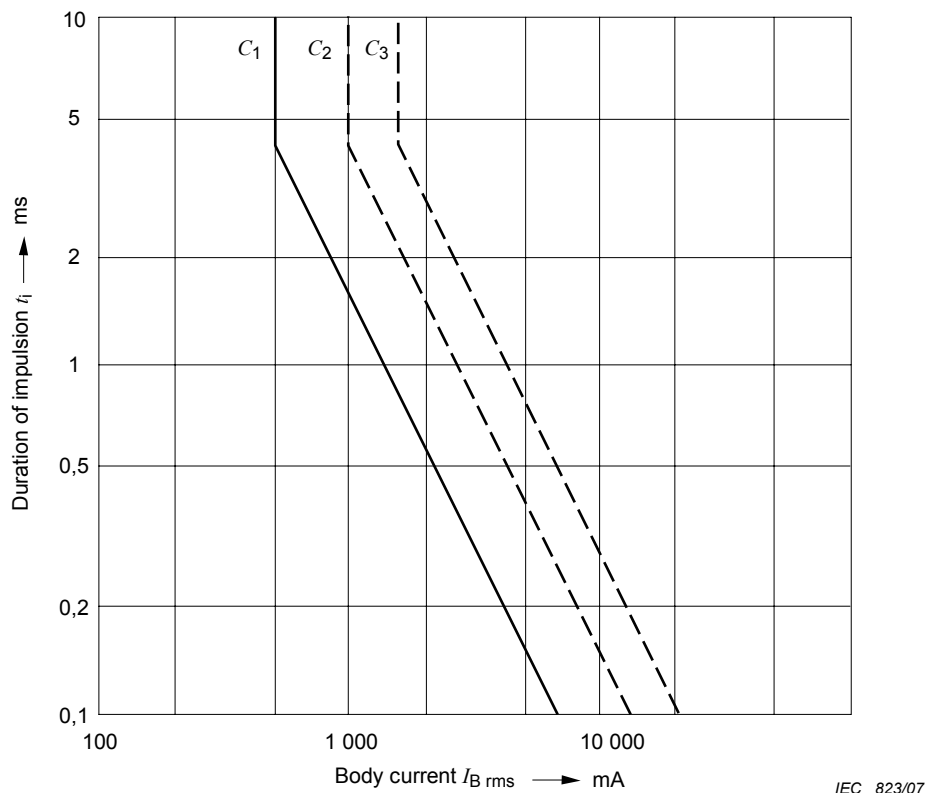
Experiments on animals show that

- for impulses of short duration and relatively low pulse energies, ventricular fibrillation in general results only if the impulse falls within the vulnerable period of the cardiac cycle,

NOTE With high energy pulses occurring outside the vulnerable period, fibrillation can also occur even minutes after the original event

- the specific fibrillating charge  $F_q$  or the specific fibrillating energy  $F_e$  determines the initiation of ventricular fibrillation for unidirectional impulses for shock durations shorter than 10 ms.

Thresholds for ventricular fibrillation are shown in Figure 20. For 50 % probability of fibrillation,  $F_q$  is in the order of 0,005 As and  $F_e$  rises from about 0,01 A<sup>2</sup>s at an impulse duration  $t_i = 4$  ms to 0,02 A<sup>2</sup>s for  $t_i = 1$  ms.



The curves indicate the probability of fibrillation risk for current flowing through the body from the left hand to both feet. For other current paths, see 5.9 in IEC 60479-1.

- Below  $C_1$ : no fibrillation;
- Above  $C_1$  up to  $C_2$ : low risk of fibrillation (up to 5% of probability);
- Above  $C_2$  up to  $C_3$ : average risk of fibrillation (up to 50% of probability);
- Above  $C_3$ : high risk of fibrillation (more than 50% probability).

**Figure 20 – Threshold of ventricular fibrillation**

#### 11.4.2 Examples

In order to explain the practical application of the relationships described in this clause, two examples are given. The first example deals with a capacitor discharge with a time constant of  $T = 1$  ms and a shock duration  $t_i = 3T = 3$  ms and is within the scope of this standard. In the second example, the time constant is  $T = 10$  ms, i.e.  $t_i = 30$  ms which means that the limits for ventricular fibrillation are those given in Figure 20 of IEC 60479-1.

**Example 1**

Effects of capacitor discharge on the human body:

Capacitor  $C = 1\mu\text{F}$ , charging voltages 10 V, 100 V, 1 000 V and 10 000 V.

Current-path: hand to foot, initial body resistance assumed to be  $R_i = 1\,000\ \Omega$  <sup>2)</sup>

Time constant  $T = 1\ \text{ms}$ , i.e. shock duration  $t_i = 3T = 3\ \text{ms}$

Specific fibrillating energy  $F_e = I_{C\text{rms}}^2 t_i \approx \frac{W_C}{R_i}$

Effects of shocks:

Charging voltage $U_e$ V	10	100	1 000	10 000
Discharge current Peak value $I_{C(p)}$ (A)	0,01	0,1	1	10
Discharge current r.m.s. value (A) $I_{C\text{rms}} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$	0,004 1	0,041	0,41	41
Specific charge $F_q$ (As)	$0,01 \times 10^{-3}$	$0,1 \times 10^{-3}$	$10^{-3}$	$10 \times 10^{-3}$
Discharge energy $W_c$ (Ws)	$0,05 \times 10^{-3}$	$5 \times 10^{-3}$	0,5	50
Specific fibrillating energy $F_e$ ( $R_i=1\,000\ \Omega$ ) ( $\text{A}^2\text{s}$ )	$0,05 \times 10^{-6}$	$5 \times 10^{-6}$	$0,5 \times 10^{-3}$	$50 \times 10^{-3}$
Physiological effects	Slight	Disagreeable	Painful	Ventricular fibrillation likely

<sup>2)</sup> The value of  $R_i$  of  $1\,000\ \Omega$  has been arbitrarily chosen for the purpose of this example. Not to be confused with the value of  $R_i$  for 5 % percentile rank of Clause 4 of IEC 60479-1.

**Example 2**

Effects of capacitor discharge on the human body:

Capacitor  $C = 20 \mu\text{F}$ , charging voltages 10 V, 100 V, 1 000 V and 10 000 V.

Current-path: hand trunk, initial body resistance assumed to be  $R_i = 500 \Omega$  3).

Time constant  $T = 10 \text{ ms}$ , i.e. shock-duration  $t_i = 3T = 30 \text{ ms}$  4).

Specific fibrillating energy  $F_e = I_{\text{Crms}}^2 t_i \approx \frac{W_C}{R_i}$

Effects of shocks:

Charging voltage $U_e$ V	10	100	1 000	10 000
Discharge current Peak value $I_{C(p)}$ (A)	0,02	0,2	2	20
Discharge current r.m.s. value (A) $I_{C\text{rms}} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$	0,008	0,08	0,8	8
Specific charge $F_q$ (As)	$0,2 \times 10^{-3}$	$2 \times 10^{-3}$	$20 \times 10^{-3}$	$200 \times 10^{-3}$
Discharge energy $W_c$ (Ws)	$10^{-3}$	0,1	10	1 000
Specific fibrillating energy $F_e$ ( $R_i = 500 \Omega$ ) ( $\text{A}^2\text{s}$ )	-	-	-	-
Physiological effects	Slight	Painful	Dangerous but ventricular fibrillation unlikely	Dangerous, and ventricular fibrillation likely

3) The value of  $R_i$  of  $500 \Omega$  has been arbitrarily chosen for the purpose of this example. Not to be confused with the value of  $R_i$  for 5% percentile rank of Clause 4 of IEC 60479.

4) As the shock duration  $t_i$  is longer than 10 ms, fibrillation thresholds should be taken from Figure 20 in IEC 60479-1.



## Bibliography

- [1] DALZIEL, C.F. and MANSFIELD, T.H. *Effect of frequency on perception currents*. Electrical Engineering, 69:794-800 (Sept. 1950), AIEE Transactions, 69: pp. 1162-1168 (1950).
- [2] DALZIEL, C.F., ODGEN, E. and ABBOTT, C.E. *Effect of frequency on let-go currents*. AIEE Transactions (Electrical Engineering), 62: pp. 745-750 (Dec.1943).
- [3] GEDDES, L.A., BAKER, L.E., CABLER, P. and BRITTAIN, *Response to passage of sinusoidal current through the body*. Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Vol. 5 (1971), No. 1, pp. 13-18.
- [4] WEIRICH, J., ST. HOHNLOSER and ANTONI; H. *Factors determining the susceptibility of the isolated guinea pig heart to ventricular fibrillation induced by sinusoidal alternating current at frequencies from 1 to 1 000 Hz*. Basic Res. Cardiol. Vol. 78, No. 6 (1983), pp. 604-616.
- [5] KNICKERBOCKER, G.G. *Fibrillating Parameters of direct and alternating (20 Hz) currents separately and in combination*. Conference Paper IEEE, No. C 72-247-0 (1972).
- [6] JACOBSEN, J., BUNTENKÖTTER, S. und REINHARD, H.J. *Experimentelle Untersuchungen an Schweinen zur Frage der Mortalität durch sinusförmige, phasenangeschnittene sowie gleichgerichtete elektrische Ströme*. Biomedizinische Technik, Vol. 20 (1975), No. 3, p. 99.
- [7] REINHOLD, K. *Die Gefährdung durch schwingungspaketartig gesteuerte elektrische Ströme*. Institut zur Erforschung elektrischer Unfälle, Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik, Köln, Medizinisch-Technischer Bericht 1976.
- [8] BIEGELMEIER, G., HOMBERGER, E. *Über die Wirkungen von unipolaren Impulsströmen auf den menschlichen Körper*. Bull. ASE/UCS 73 (1982) 18, S. 958-967.
- The effect of unipolar current pulses on the human body*. Johns Hopkins University, Applied Physics Laboratory, Laurel, Maryland 20707, 1983.
- Effets des courants d'impulsions unipolaires sur le corps humain*. Bull. ASE/UCS Vol. 74 (1983), n° 22, p. 1298.
- [9] STAUSS, O. *Die Wirkungen von Kondensatorentladungen auf den menschlichen Körper*. Elektrizitätswirtschaft (1934), H.23, S. 508.
- [10] KOUWENHOVEN, W.B. *Effects of capacitor discharges on the heart*. Amer. Inst. Electr. Eng., No. 56-6 (1956).
- [11] PELESKA, B. *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.
- [12] PELESKA, B. *Cardiac arrhythmias following condenser discharges led through an inductance*. Circulation research, Vol. XVI, January 1965, p. 11-18.
- [13] DALZIEL, C.F. *A study of the hazards of impulse currents*. AIEE-Transactions, Part III, Power Apparatus and Systems, Vol. 72, 1953, p. 1032-1043.

- [14] GREEN, H.L., ROSS, J. and KURN, P. *Danger levels of short electrical shocks from 50 Hz supply*. International conference Divetech. 1981, London.
- [15] KOUWENHOVEN, W.B., KNICKERBOCKER, G.G., CHESNUT, R.W., MILNOR, W.R. and SASS, D.J. *A-C shocks on varying parameters affecting the heart*. Trans. Amer. Inst. Electr. Eng., Part I Bd. 78 (1959), S. 163-169.
- [16] BRIDGES, FORD, SHERMAN and VAINBERG, *Electric shock safety criteria*, p138, HART, *A five part resistor-capacitor network for measurement of voltage and current levels related to electric shock and burns*, 1985 Pergamon press Inc, Elmsford, NY, USA
- [17] DALZIEL, C.F., *Effect of Wave Form on Let-Go Currents*, 1943, AIEE Trans. 62: 739-744
- [18] KOUWENHOVEN, W.B., HOOKER, D.R. and LOTZ, E.L. *Electric Shock Effects of Frequency*, AIEE Trans. 55, pp. 384-386, 1936
- [19] WEIRICH, J., HAVERKAMPF, K. and ANTONI, H.: *Ventricular Fibrillation of the Heart Induced by Electric Current*, Revue Generale de l'Electricite, No. 11, 1985
- [20] WEIRICH, J. and ANTONI, H. *Vulnerability of the Heart to Ventricular Fibrillation: Basic Mechanisms, Regulation of the Heart Function*, Heinz Rupp, ed., Thieme, New York, 1986
- [21] SMOOT, A. W., STEVENSON, J., BENTEL, C.A., SKUGGEVIG, W. and ROSEN, H.: *Development of Test Equipment and Methods for Measuring Potentially Lethal and Otherwise Damaging Current Levels*, prepared for the U. S. Consumer Product Safety Commission by Underwriters Laboratories Inc., May 1981 (revised October 1982), Appendix B, pp. B-34 – B-38
- [22] GEDDES, L. A., *Handbook of Electrical Hazards and Accidents*, CRC Press, 1995, pp. 165 – 183
- [23] SANCES, *Electrical Shock Safety Criteria*, Panel Meeting on Body Impedance, Proceedings of the First International Symposium on Electrical Shock Safety Criteria, Eds. J. E. Bridges, G. L. Ford, I. A. Sherman, and M. Vainberg, Pergamon Press, 1985, pp. 228 – 232
- [24] Unpublished work by Underwriters Laboratories Inc., Melville, New York
- [25] SMOOT, A.W. and BENTEL, C.A., Underwriters Laboratories Inc., *Electric Shock Hazard of Underwater Swimming Pool Lighting Fixtures*, IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems, Vol. 83, No. 9, pp.945-964, September 1964
- [26] SMOOT, A.W. and BENTEL, C.A. *Development of a Shock Hazard Test Procedure for Underwater Swimming Pool Lighting Fixtures*, Bulletin of Research No. 60, Underwriters Laboratories Inc., November 30, 1971
- [27] IEC 60050-551:1998, *International Electrotechnical Vocabulary (IEV) – Part 551: Power electronics*
- [28] IEC 60050-801:1994, *International Electrotechnical Vocabulary (IEV) – Part 801: Acoustics and electric acoustics*



## SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	45
1 Domaine d'application .....	47
2 Références normatives.....	47
3 Termes et définitions .....	48
4 Effets du courant alternatif de fréquence supérieure à 100 Hz.....	49
4.1 Généralités.....	50
4.2 Effets du courant alternatif de fréquence comprise entre 100 Hz et 1 000 Hz inclus .....	50
4.2.1 Seuil de perception.....	50
4.2.2 Seuil de non-lâcher .....	51
4.2.3 Seuil de fibrillation ventriculaire .....	51
4.3 Effets du courant alternatif de fréquence comprise entre 1 000 Hz et 10 000 Hz inclus.....	52
4.3.1 Seuil de perception.....	52
4.3.2 Seuil de non-lâcher .....	52
4.3.3 Seuil de fibrillation ventriculaire .....	52
4.4 Effets du courant alternatif de fréquence supérieure à 10 000 Hz.....	53
4.4.1 Seuil de perception.....	53
4.4.2 Seuil de non-lâcher .....	53
4.4.3 Seuil de fibrillation ventriculaire .....	53
4.4.4 Autres effets.....	53
5 Effets des courants de formes d'onde spéciales .....	53
5.1 Généralités.....	53
5.2 Amplitude équivalente, fréquence et seuil .....	53
5.3 Effets du courant alternatif avec composante continue .....	54
5.3.1 Formes d'onde, fréquences et seuils en courant.....	54
5.3.2 Seuil de réaction .....	55
5.3.3 Seuil de non-lâcher .....	55
5.3.4 Seuil de fibrillation ventriculaire .....	56
6 Effets du courant alternatif avec contrôle de l'angle de phase .....	60
6.1 Formes d'onde, fréquences et seuils de courant.....	60
6.2 Seuil de perception et de non-lâcher .....	61
6.3 Seuil de fibrillation ventriculaire.....	62
6.3.1 Commande symétrique.....	62
6.3.2 Commande asymétrique .....	62
7 Effets du courant avec commande synchrone par trains d'alternance .....	62
7.1 Formes d'onde et fréquences .....	62
7.2 Seuils de perception et seuil de non-lâcher .....	63
7.3 Seuils de fibrillation ventriculaire .....	63
7.3.1 Généralités.....	63
7.3.2 Durées de choc plus longues que 1,5 fois la durée du cycle cardiaque .....	23
7.3.3 Durées de choc inférieures à 0,75 fois la durée du cycle cardiaque .....	23
8 Estimation du seuil de courant équivalent pour des fréquences multiples .....	64
8.1 Seuil de perception et de non-lâcher .....	64

8.2	Seuil de fibrillation ventriculaire.....	64
9	Les effets d'impulsions répétées (train d'ondes) de courant sur le seuil de fibrillation ventriculaire .....	65
9.1	Seuil de fibrillation ventriculaire d'un train d'ondes de courant séparées par 1 seconde ou plus .....	65
9.2	Seuil de fibrillation ventriculaire d'un train d'onde de courant séparées par moins d'une seconde.....	65
9.2.1	Généralités.....	65
9.2.2	Exemple 1 .....	66
9.2.3	Exemple 2 .....	68
10	Effets du courant électrique au travers d'un corps humain immergé .....	68
10.1	Généralités.....	68
10.2	Résistivité des solutions aqueuses et du corps humain .....	68
10.3	Courants conduits au travers d'un corps immergé .....	70
10.4	Effets physiologiques du courant au travers d'un corps immergé.....	70
10.5	Valeurs de seuil de courant .....	71
10.6	Valeurs de tensions de sécurité intrinsèques.....	72
11	Effets des courants d'impulsion unique de courte durée .....	72
11.1	Généralités.....	72
11.2	Effets des courants d'impulsion unidirectionnelle de courte durée .....	72
11.2.1	Formes d'onde .....	72
11.2.2	Evaluation de l'énergie spécifique de fibrillation $F_e$ .....	73
11.3	Seuil de perception et seuil de douleur de décharges de condensateurs .....	74
11.4	Seuil de fibrillation ventriculaire.....	75
11.4.1	Généralités.....	75
11.4.2	Exemples .....	76
	Bibliographie.....	79
	Figure 1 – Variation du seuil de perception pour les fréquences comprises entre 50/60 Hz et 1 000 Hz .....	50
	Figure 2 – Variation du seuil de non-lâcher pour les fréquences comprises entre 50/60 Hz et 1 000 Hz .....	51
	Figure 3 – Variation du seuil de fibrillation ventriculaire pour les fréquences comprises entre 50/60 Hz et 1 000 Hz, des durées de choc supérieures à celles d'un cycle cardiaque et des trajets de courant longitudinaux à travers de tronc du corps.....	51
	Figure 4 – Variation du seuil de perception pour les fréquences comprises entre 1 000 Hz et 10 000 Hz .....	52
	Figure 5 – Variation du seuil de non-lâcher pour les fréquences comprises entre 1 000 Hz et 10 000 Hz .....	52
	Figure 6 – Formes d'onde de courant.....	54
	Figure 7 – Seuil de non-lâcher pour hommes, femmes et enfants .....	55
	Figure 8 – Seuil de non-lâcher pour 99,5 % de la population et pour des combinaisons de courant alternatif 50/60 Hz de courant continu .....	56
	Figure 9 – Courant composé d'un courant alternatif et d'un courant continu ayant une probabilité équivalent de fibrillation ventriculaire.....	58
	Figure 10a – Redressement simple alternance.....	59
	Figure 10b – Redressement double alternance .....	59
	Figure 10 – Formes d'onde de courant alternatif redressé.....	59

Figure 11a – Contrôle symétrique .....	61
Figure 11b – Contrôle asymétrique .....	61
Figure 11 – Formes d’onde de courant alternatif avec contrôle de l’angle de phase .....	61
Figure 12 – Formes d’onde de courant alternatif avec commande synchrone par trains d’alternance.....	63
Figure 13 – Seuil de fibrillation ventriculaire (valeurs moyennes) pour des courants alternatifs avec commande par trains d’alternance pour différents facteurs de commande (résultats d’expériences sur de jeunes porcs) .....	64
Figure 14 – Train de 4 impulsions de courant rectangulaires et unidirectionnelles.....	66
Figure 15 – Train de 4 impulsions de courant rectangulaires et unidirectionnelles.....	67
Figure 16 – Train de 4 impulsions de courant rectangulaires et unidirectionnelles.....	67
Figure 17 – Formes des courants pour des impulsions rectangulaires, sinusoïdales et pour des décharges de condensateur .....	73
Figure 18 – Impulsions rectangulaire, sinusoïdale et décharge de condensateur, ayant la même énergie spécifique de fibrillation et la même durée de choc .....	74
Figure 19 – Seuil de perception et seuil de douleur pour des décharges de condensateur (mains sèches, grandes surfaces de contact) .....	75
Figure 20 – Seuils de fibrillation ventriculaire.....	76
Tableau 1 – Exemple d’estimation du seuil de fibrillation ventriculaire après chaque impulsion de courant d’un train d’onde.....	66
Tableau 2 – Résistivité de solutions aqueuses.....	69
Tableau 3 – Résistivité des tissus du corps humain .....	69
Tableau 4 – Relative interaction entre la résistivité de la solution aqueuse et l’impédance caractéristique de la source électrique .....	70

## COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

---

### EFFETS DU COURANT SUR L'HOMME ET LES ANIMAUX DOMESTIQUES –

#### Partie 2: Aspects particuliers

##### AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de la CEI). La CEI a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, la CEI – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de la CEI"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec la CEI, participent également aux travaux. La CEI collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de la CEI concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de la CEI intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de la CEI se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de la CEI. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que la CEI s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; la CEI ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de la CEI s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de la CEI dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de la CEI et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) La CEI n'a prévu aucune procédure de marquage valant indication d'approbation et n'engage pas sa responsabilité pour les équipements déclarés conformes à une de ses Publications.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à la CEI, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de la CEI, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de la CEI ou de toute autre Publication de la CEI, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de la CEI peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. La CEI ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et de ne pas avoir signalé leur existence.

La tâche principale des comités d'études de la CEI est l'élaboration des Normes internationales. Exceptionnellement, un comité d'études peut proposer la publication d'une spécification technique

- lorsqu'en dépit de maints efforts, l'accord requis ne peut être réalisé en faveur de la publication d'une Norme internationale, ou
- lorsque le sujet en question est encore en cours de développement technique ou quand, pour une raison quelconque, la possibilité d'un accord pour la publication d'une Norme internationale peut être envisagée pour l'avenir mais pas dans l'immédiat.

Les spécifications techniques font l'objet d'un nouvel examen trois ans au plus tard après leur publication afin de décider éventuellement de leur transformation en Normes internationales.

La CEI 60479-2, qui est une spécification technique, a été établie par le comité d'études 64 de la CEI: Installations électriques et protection contre les chocs électriques.

Cette troisième édition annule et remplace la deuxième édition, publiée en 1987, et constitue

une révision technique.

Les modifications principales par rapport à l'édition précédente sont les suivantes:

- Des informations additionnelles ont été apportées à ce rapport sur les effets du courant passant dans le corps humain pour des courants sinusoïdaux alternatifs avec composante continue, des courants sinusoïdaux alternatifs avec contrôle de phase, des courants sinusoïdaux alternatifs avec contrôle par train d'alternance, dans le domaine de fréquences de 15 Hz à 100 Hz.
- Estimation du seuil de courant équivalent pour des fréquences multiples.
- Effets d'impulsions répétées (train d'ondes) de courant sur le seuil de fibrillation ventriculaire.
- Effets du courant électrique au travers d'un corps humain immergé.

Le texte de cette spécification technique est issu des documents suivants:

Projet d'enquête	Rapport de vote
64/1544/DTS	64/1579/RVC

Le rapport de vote indiqué dans le tableau ci-dessus donne toute information sur le vote ayant abouti à l'approbation de cette spécification technique.

Cette publication a été rédigée selon les Directives ISO/CEI, Partie 2.

Une liste de toutes les parties de la série 60479, présentée sous le titre général *Effets du courant sur l'homme et les animaux domestiques*, peut être consultée sur le site web de la CEI.

Le comité a décidé que le contenu de cette publication ne sera pas modifié avant la date de maintenance indiquée sur le site web de la CEI sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

- transformée en Norme internationale,
- reconduite,
- supprimée,
- remplacée par une édition révisée, ou
- amendée.



## **EFFETS DU COURANT SUR L'HOMME ET LES ANIMAUX DOMESTIQUES –**

### **Partie 2: Aspects particuliers**

#### **1 Domaine d'application**

La CEI 60479-2, qui est une spécification technique, décrit les effets sur le corps humain des courants alternatifs sinusoïdaux lui passant à travers, courants dont la plage de fréquences se situe au-dessus de 100 Hz.

Les effets du courant passant à travers le corps humain pour

- des courants sinusoïdaux alternatifs avec composante continue,
- des courants sinusoïdaux alternatifs avec contrôle de phase,
- des courants sinusoïdaux alternatifs avec contrôle par train d'alternance,

ne sont donnés que pour des courants alternatifs dont la fréquence est comprise entre 15 Hz et 100 Hz.

NOTE 1 D'autres formes d'onde sont à l'étude.

La présente norme décrit également les effets à travers le corps humain du courant dont la forme se présente sous la forme d'une seule impulsion rectangulaire unidirectionnelle, d'impulsions sinusoïdales et d'impulsions résultant de la décharge de condensateur.

NOTE 2 Les effets de séquences d'impulsions sont à l'étude.

Les valeurs spécifiées sont considérées comme applicables pour des impulsions dont la durée varie de 0,1 ms à 10 ms inclus. Pour des durées d'impulsions supérieures à 10 ms, les valeurs de la Figure 20 de la CEI 60479-1 s'appliquent.

Cette norme considère uniquement les courants conduits résultant d'une application directe d'une source de courant au corps, comme dans la CEI 60479-1 et la CEI 60479-3. Le courant induit dans le corps par une exposition à un champ électromagnétique n'est pas considéré.

#### **2 Références normatives**

Les documents de référence suivants sont indispensables pour l'application du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

CEI 60479-1:2005, *Effets du courant sur l'homme et les animaux domestiques – Partie 1: Aspects généraux*

CEI 60479-3, *Effets du courant sur l'homme et les animaux domestiques – Partie 3: Effets du courant passant par le corps d'animaux domestiques*

CEI 60990, *Méthodes de mesure du courant de contact et du courant dans le conducteur de protection*

### 3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les définitions suivantes s'appliquent en plus de celles qui sont données dans la CEI 60479-1.

NOTE Certaines de ces définitions sont prises du VEI. De telle références sont énumérées dans la bibliographie [27], [28] 1).

#### 3.1

##### facteur de fréquence

$F_f$

rapport du seuil à la fréquence  $f$  au seuil à la fréquence de 50/60 Hz pour les effets physiologiques considérés

NOTE Les facteurs de fréquence pour la perception, le non-lâcher et la fibrillation ventriculaire sont différents.

#### 3.2

##### contrôle de phase

processus consistant à faire varier l'instant de la période à partir duquel commence la conduction de courant dans une valve électronique ou dans un bras de valve

(VEI 551-16-23)

#### 3.3

##### angle de retard à l'amorçage (angle de retard du courant)

durée exprimée en mesure angulaire pendant laquelle l'établissement du courant est retardée par la commande de phase

(VEI 551-16-32)

#### 3.4

##### commande par train d'alternance

processus consistant à faire varier le rapport du nombre de périodes pendant lesquelles il y a conduction du courant au nombre de périodes durant lesquelles il n'y a pas conduction de courant

(VEI 551-16-31)

#### 3.5

##### facteur de commande par train d'ondes

$p$

rapport du nombre de périodes de conduction à la somme des nombres de périodes de conduction et de non-conduction dans le cas de la commande par train d'ondes

(VEI 551-16-37) (et voir la Figure 12 de la présente norme)

#### 3.6

##### énergie spécifique de fibrillation

$F_e$  (Ws/Ω ou A<sup>2</sup>s)

valeur minimale  $I^2 \cdot t$  de l'impulsion de courte durée qui, dans des conditions données (trajet de courant, phase cardiaque), provoque avec une certaine probabilité la fibrillation ventriculaire

NOTE  $F_e$  est déterminée par la forme de l'impulsion comme l'intégrale

$$\int_0^{t_i} i^2 dt$$

où  $t_i$  est défini par les Figures 17 et 18.  $F_e$  multipliée par la résistance du corps donne l'énergie dissipée dans le corps humain pendant l'impulsion.

---

1) Les chiffres entre crochets se réfèrent à la bibliographie.

**3.7****charge spécifique de fibrillation** **$F_q$  (C ou As)**

valeur minimale  $I \cdot t$  de l'impulsion de courte durée qui, dans des conditions données (trajet du courant, phase cardiaque) provoque avec une certaine probabilité la fibrillation ventriculaire

NOTE  $F_q$  est déterminée par la forme de l'impulsion comme l'intégrale

$$\int_0^{t_i} i dt$$

où  $t_i$  est défini dans les Figures 17 et 18.

**3.8****constante de temps**

temps nécessaire pour que l'amplitude initiale d'une grandeur d'un champ qui décroît selon une loi exponentielle soit multipliée par un facteur

$$\frac{1}{e} = 0,3679$$

(VEI 801-21-45, modifiée)

**3.9****durée de choc d'une décharge de condensateur**

$t_i$

temps séparant le début de la décharge du moment où le courant de décharge est détendu à 5 % de sa valeur crête (voir Figures 17 et 18)

NOTE Lorsque la constante de temps de la décharge d'un condensateur est égale à  $T$ , la durée de choc de la décharge est égale à  $3T$ . L'énergie de l'impulsion est pratiquement entièrement dissipée pendant la durée de choc.

**3.10****durée de choc pour des formes d'onde asymptotique complexe**

$t_i$

durée la plus courte de la partie de l'impulsion contenant 95 % de l'énergie de l'impulsion totale

**3.11****seuil de perception**

valeur minimale de la quantité d'électricité qui, dans des conditions données, provoque une sensation dans la personne qu'elle traverse

**3.12****seuil de douleur**

valeur maximale de la quantité d'électricité ( $I \cdot t$ ) ou de l'énergie spécifique ( $I^2 \cdot t$ ) qu'une personne peut supporter volontairement en tenant une grande électrode dans la main sans ressentir de douleur

**3.13****douleur**

sensation suffisamment désagréable pour qu'elle ne soit pas acceptée une deuxième fois par la personne qui y est exposée

NOTE Comme exemple de douleurs, on peut citer un choc électrique supérieur au seuil de douleur décrit en 11.3, la piqûre d'une abeille ou la brûlure d'une cigarette.

**4 Effets du courant alternatif de fréquence supérieure à 100 Hz**

NOTE Les valeurs pour 50/60 Hz sont données dans la CEI 60479-1.

## 4.1 Généralités

L'énergie électrique sous la forme de courant alternatif de fréquence supérieure à 50/60 Hz est de plus en plus utilisée dans les matériels électriques modernes, par exemple dans les avions (400 Hz), les outils portatifs et le soudage électrique (essentiellement jusqu'à 450 Hz), l'électrothérapie (essentiellement entre 4 000 Hz et 5 000 Hz) et les alimentations de puissance (de 20 kHz à 1 MHz).

Peu de valeurs expérimentales sont disponibles pour cet article, de sorte que les informations données sont à considérer seulement comme provisoires, mais elles peuvent être utilisées pour l'estimation des risques dans les plages des fréquences considérées (voir bibliographie). L'attention est également appelée sur le fait que l'impédance de la peau décroît sensiblement de façon inversement proportionnelle à la fréquence pour des tensions de contact de l'ordre de quelques dizaines de volts, de sorte que l'impédance de la peau à 500 Hz est seulement d'environ un dixième de celle à 50 Hz et peut être négligée dans beaucoup de cas. C'est ainsi que l'impédance du corps humain à de telles fréquences est limitée à son impédance interne  $Z_i$  (voir CEI 60479-1).

**NOTE L'utilisation des mesures crête.** Pour les niveaux de courant qui produisent des réponses physiologiques telles que la perception, la réaction et le non-lâcher, la réponse physiologique à un courant périodique non sinusoïdal à fréquence composite est mieux représentée par la valeur crête d'un signal de sortie de circuits de mesure introduisant une pondération en fréquence tels que ceux décrits dans la CEI 60990.

Ces réseaux de circuits avec pondération en fréquence atténuent le signal selon le facteur de fréquence donné dans l'Article 4 de la CEI 60479-1 de telle façon que le signal de sortie corresponde à un niveau constant de réponse physiologique. L'atténuation est fournie pour des impulsions étroites de courant qui produisent une réponse physiologique plus faible à cause de la brève durée de leur valeur crête. La sortie du réseau permet de lire une valeur fixe indépendamment de la forme d'onde ou des fréquences composites et de fournir une détermination facile du courant de fuite ainsi qu'une évaluation du niveau de risque présent.

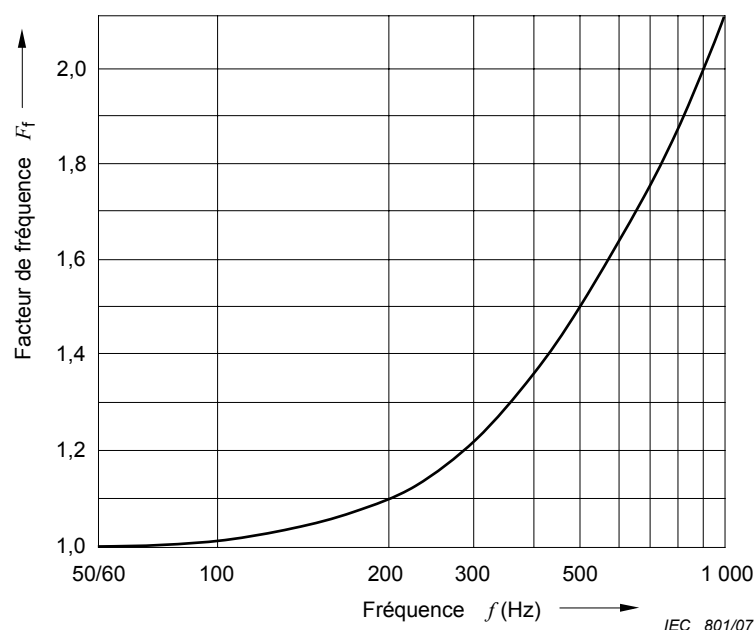
Des effets physiologiques comparables sont produits par des courants sinusoïdaux et non sinusoïdaux ayant la même valeur crête par cette méthode de mesure.

Un réseau représentatif peut être trouvé dans la CEI 60990 et dans la référence bibliographique [16].

## 4.2 Effets du courant alternatif de fréquences comprise entre 100 Hz et 1 000 Hz inclus

### 4.2.1 Seuil de perception

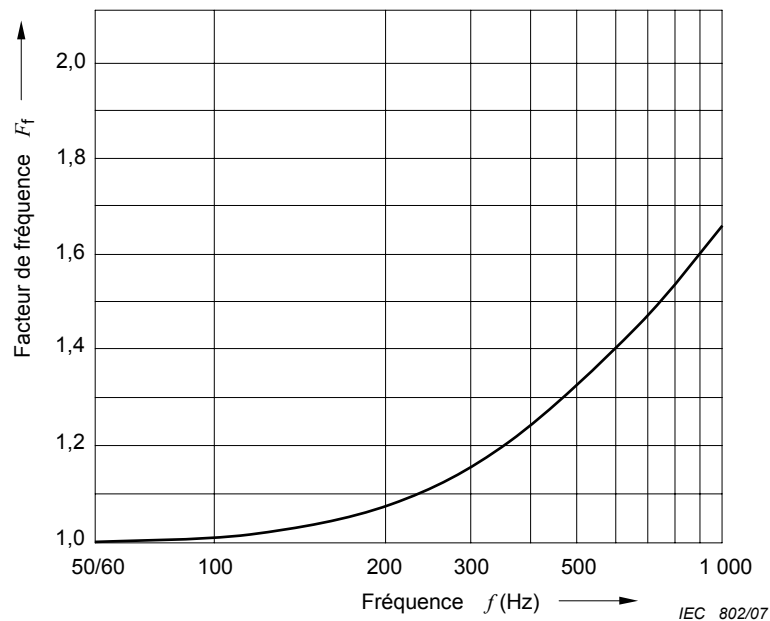
Le facteur de fréquence pour le seuil de perception est indiqué sur la Figure 1.



**Figure 1 – Variation du seuil de perception pour les fréquences comprises entre 50/60 Hz et 1 000 Hz**

#### 4.2.2 Seuil de non-lâcher

Le facteur de fréquence pour le seuil de non-lâcher est indiqué sur la Figure 2.

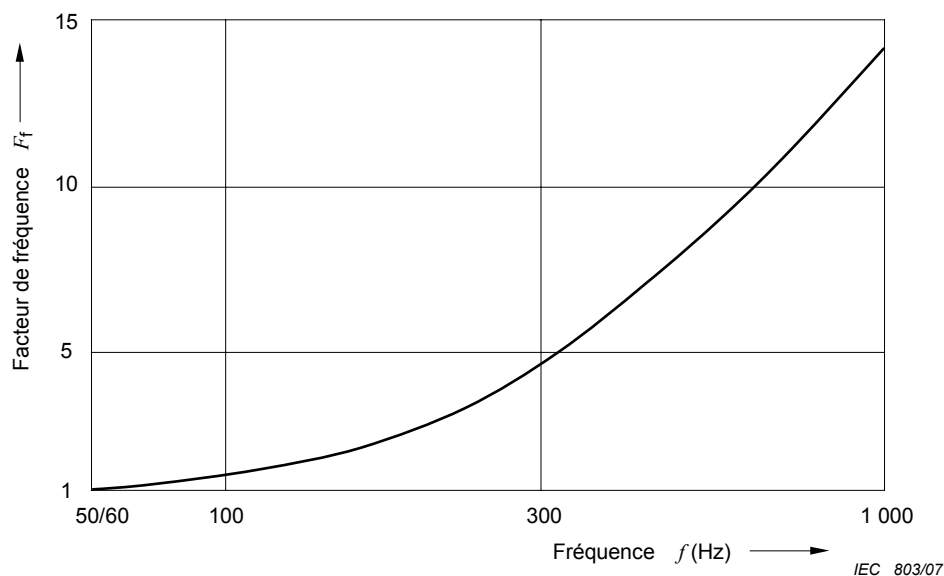


**Figure 2 – Variation du seuil de non-lâcher pour les fréquences comprises entre 50/60 Hz et 1 000 Hz**

#### 4.2.3 Seuil de fibrillation ventriculaire

Pour des durées de choc supérieures à celles du cycle cardiaque, le facteur de fréquence pour le seuil de fibrillation et des trajets de courant longitudinaux à travers le tronc du corps est indiqué sur la Figure 3.

Pour des durées de choc inférieures à celles du cycle cardiaque, aucune valeur expérimentale n'est disponible.



**Figure 3 – Variation du seuil de fibrillation ventriculaire pour les fréquences comprises entre 50/60 Hz et 1 000 Hz, des durées de choc supérieures à celles d'un cycle cardiaque et des trajets de courant longitudinaux à travers le tronc du corps**

### 4.3 Effets du courant alternatif de fréquences comprises entre 1 000 Hz et 10 000 Hz inclus

#### 4.3.1 Seuil de perception

Le facteur de fréquence pour le seuil de perception est indiqué à la Figure 4.

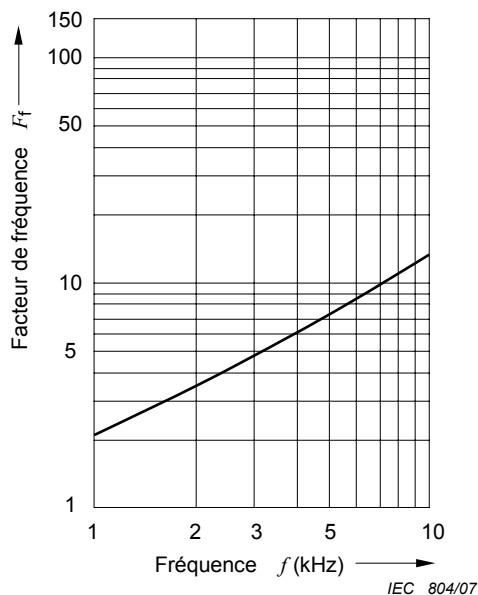


Figure 4 – Variation du seuil de perception pour les fréquences comprises entre 1 000 Hz et 10 000 Hz

#### 4.3.2 Seuil de non-lâcher

Le facteur de fréquence pour le seuil de non-lâcher est indiqué à la Figure 5.

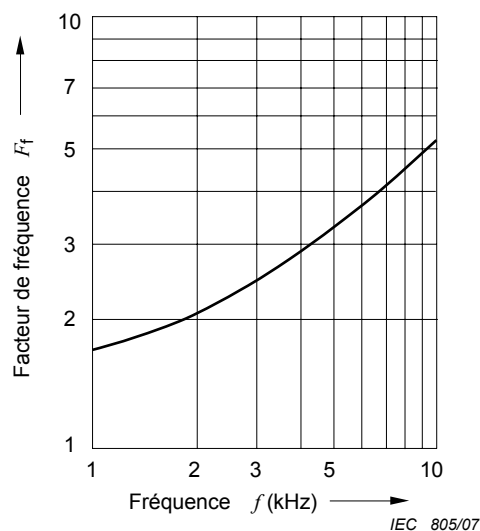


Figure 5 – Variation du seuil de non-lâcher pour les fréquences comprises entre 1 000 Hz et 10 000 Hz

#### 4.3.3 Seuil de fibrillation ventriculaire

A l'étude.

## 4.4 Effets du courant alternatif de fréquences supérieures à 10 000 Hz

### 4.4.1 Seuil de perception

Pour les fréquences comprises entre 10 kHz et 100 kHz, le seuil de perception s'élève approximativement de 10 mA à 100 mA (valeurs efficaces).

Pour les fréquences supérieures à 100 kHz, la sensation de picotement caractéristiques pour la perception aux fréquences inférieures devient une sensation de chaleur pour les courants de l'ordre de quelques centaines de milliampères.

### 4.4.2 Seuil de non-lâcher

Pour les fréquences supérieures à 100 kHz, aucune valeur expérimentale n'est disponible pour le seuil de non-lâcher et aucun incident n'est connu.

### 4.4.3 Seuil de fibrillation ventriculaire

Pour les fréquences supérieures à 100 kHz, aucune valeur expérimentale n'est disponible pour le seuil de fibrillation ventriculaire et aucun incident n'est connu.

### 4.4.4 Autres effets

Pour les fréquences supérieures à 100 kHz, des brûlures peuvent se produire pour des courants de quelques ampères selon la durée de passage du courant.

## 5 Effets des courants de formes d'onde spéciales

### 5.1 Généralités

Comme l'on peut s'y attendre, les effets de tels courants sur le corps humain sont intermédiaires entre ceux du courant alternatif et ceux du courant continu: il est donc possible de déterminer les valeurs de courant équivalentes du point de vue du risque de fibrillation ventriculaire

Cet article décrit les effets du courant électrique passant par le corps humain

- pour des courants alternatifs sinusoïdaux avec composantes continue,
- pour des courants alternatifs sinusoïdaux avec contrôle de l'angle de phase,
- pour des courants alternatifs sinusoïdaux avec commande synchrone par trains d'alternance.

NOTE D'autres formes d'ondes sont à l'étude.

Les informations indiquées sont valables pour les fréquences en courant alternatif comprises entre 15 Hz et 100 Hz.

### 5.2 Amplitude équivalente, fréquence et seuil

Dans le présent article, le risque peut être considéré comme étant approximativement le même effet que celui occasionné par un courant alternatif sinusoïdal pur équivalent  $I_{ev}$  ayant les caractéristiques suivantes:

- Amplitude équivalente

Il faut distinguer les amplitudes de courant équivalentes:

$I_{eff}$  = valeur efficace du courant de la forme d'onde résultante;

$I_p$  = valeur de crête du courant de la forme d'onde résultante;

$I_{pp}$  = valeur entre crêtes du courant sinusoïdal équivalent à la forme d'onde considérée ;

$I_{ev}$  = valeur efficace du courant sinusoïdal équivalent à la forme d'onde considérée.

NOTE Le courant  $I_{ev}$  est utilisé au lieu du courant  $I_B$  des Figures 20 et 22 de la CEI 60479-1 pour estimer les risques de fibrillation ventriculaire.

La plupart des effets physiologiques relèvent du courant crête filtré (en amplitude et en temps) avec le filtre naturel du corps défini par le facteur de fréquence  $F$ . La valeur crête du courant devrait toujours être utilisée sauf si une relation connue existe entre la valeur efficace et la valeur crête, par exemple pour un courant sinusoïdal pur.

– Equivalence en fréquence

La forme d'onde à l'étude possède une période égale à celle du courant sinusoïdal équivalent.

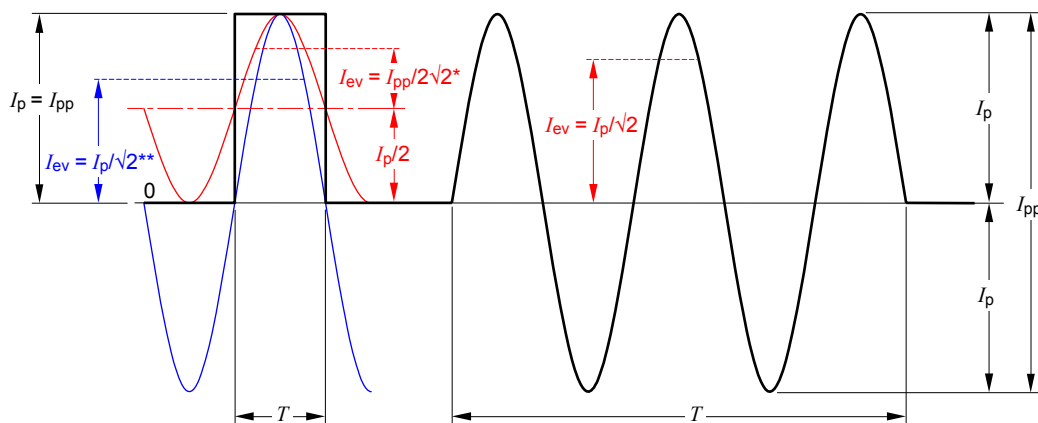
– Equivalence en seuil

Les différents seuils de courant (perception, non-lâcher et fibrillation ventriculaire) pour des formes d'onde consistant en un rapport spécifique de courant alternatif et de courant continu sont équivalents à ceux d'un courant sinusoïdal pur ayant une caractéristique égale à  $I_{ev}$ . Cette valeur de  $I_{ev}$  est différente pour chacun de ces seuils.

### 5.3 Effets du courant alternatif avec composante continue

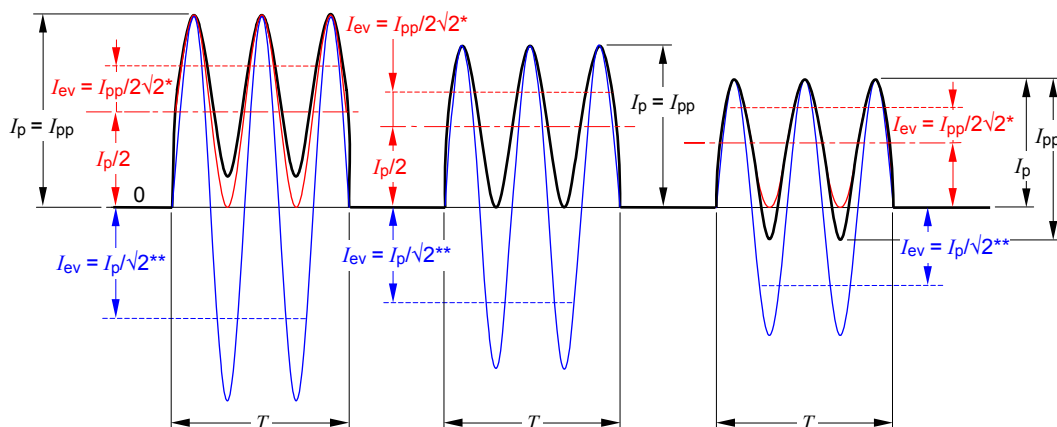
#### 5.3.1 Formes d'onde, fréquences et seuils en courant

La Figure 6 montre des formes d'ondes caractéristiques dont traite le présent article. Le courant alternatif et le courant continu lisse sont représentés ainsi que les formes d'onde combinées des différents rapports du courant alternatif au courant continu.



\* pour durée de choc >1,5 cycle cardiaque  
\*\* pour durée de choc <0,75 cycle cardiaque

IEC 806/07



\* pour durée de choc >1,5 cycle cardiaque  
\*\* pour durée de choc <0,75 cycle cardiaque

IEC 807/07

Figure 6 – Formes d'onde de courant



### 5.3.2 Seuil de réaction

Le seuil de réaction dépend de plusieurs paramètres tels que la surface de l'électrode en contact avec le corps (surface de contact), les conditions de contact (sec, mouillé, pression, température) et également des caractéristiques de la personne.

Ces effets relèvent de la valeur crête du courant [13] et les courants doivent être combinés pour chaque fréquence afin d'estimer l'effet total. Un circuit de mesure est décrit dans la CEI 60990.

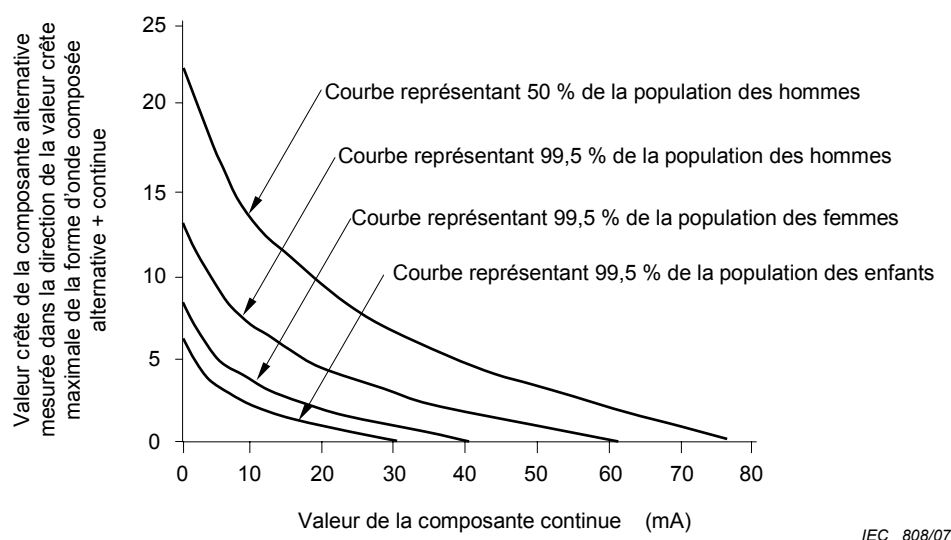
### 5.3.3 Seuil de non-lâcher

Le seuil de non-lâcher dépend de plusieurs paramètres, tels que la surface de contact, la forme et les dimensions des électrodes, ainsi que des caractéristiques physiologiques de l'individu.

Du point de vue du non-lâcher (contact des mains avec un circuit pouvant rester sous tension quelques secondes), cette norme utilise la Figure 5 [17] pour déterminer le seuil de courant de non-lâcher pour des combinaisons de courant alternatif et continu. Dans cet exemple était utilisé un courant alternatif de fréquence 60 Hz dont la valeur crête est de 7,07 mA (pour un courant de 5 mA efficace), et un courant continu de 30 mA d'amplitude était utilisé pour déterminer les seuils en courant de contact pour a.c. pur et d.c. respectivement. Ces seuils en courant sont considérés comme adéquats pour représenter l'ensemble de la population (y compris les enfants) pour le non-lâcher.

L'équation  $I_{acpk} = 7,176 \cdot \exp(-0,1434 \cdot DC) - 0,1061$  représente cette combinaison de courant alternatif et de courant continu et peut être utilisée pour calculer le résultat d'une combinaison quelconque de courant alternatif et de courant continu dans la gamme de courant spécifié.

La Figure 7 suivante montre l'information en provenance de Dalziel [17].



**Figure 7 – Seuil de non-lâcher pour hommes, femmes et enfants**

Les courbes ci-dessus peuvent être décrites par une équation en adéquation avec les données expérimentales.

L'équation  $I_{acpk} = 12,8905 \cdot \exp(-0,06939 \cdot DC) - 0,1905$  donne la courbe représentant 99,5 % de la population des hommes.

L'équation  $I_{acpk} = 8,523 \cdot \exp(-0,1049 \cdot DC) - 0,1260$  donne la courbe représentant 99,5 % de la population des femmes.

L'équation  $I_{acpk} = 6,3945 \cdot \exp(-0,1388 \cdot DC) - 0,0945$  donne la courbe estimée représentant 99,5 % de la population des enfants.

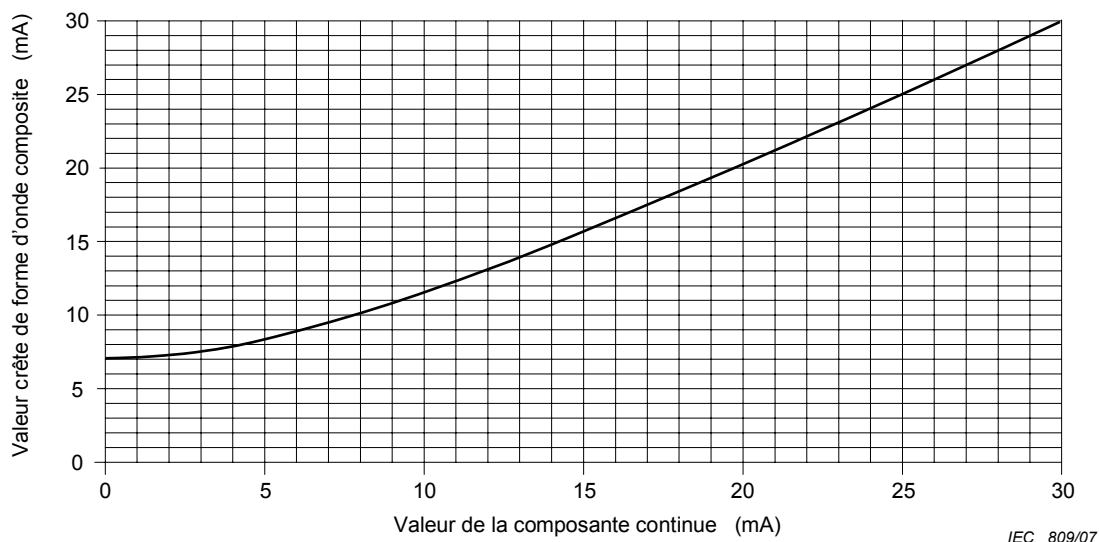
Pour des considérations pratiques, quelques normes permettent à titre exceptionnel une certaine ondulation pour le courant continu (par exemple jusqu'à 10 %).

La Figure 8 montre le seuil de courant exprimé en valeur crête en mA pour des combinaisons de courant alternatif 50/60 Hz et ce courant continu. La valeur crête de la forme d'onde composée de courant alternatif et de courant continu exprimée en mA, pour le seuil de non-lâcher, et estimée pour la population entière des êtres humains, y compris les enfants, est indiquée comme étant une fonction de la composante du courant continu en mA.

La Figure 8 est représentée par l'équation suivante en fonction de la composante en courant continu:

$$I_{acpk} + I_{dc} = 7,176 \cdot \exp(-0,1434 \cdot DC) - 0,1061 + DC$$

Seuil de non-lâcher pour des combinaisons de courant alternatif et continu



**Figure 8 – Seuil de non-lâcher pour 99,5 % de la population et pour des combinaisons de courant alternatif 50/60 Hz de courant continu**

Ces effets dépendent de la valeur crête du courant [6] et les courants doivent être combinés pour chaque fréquence afin d'en estimer l'effet total. Un circuit de mesure est décrit dans la CEI 60990.

### 5.3.4 Seuil de fibrillation ventriculaire

#### 5.3.4.1 Forme d'onde constituée de rapports spécifiques de courant alternatif et de courant continu

Le risque de fibrillation peut être considéré comme étant approximativement le même que celui provoqué par un courant alternatif équivalent  $I_{ev}$  ayant les caractéristiques suivantes:

- Pour des durées de choc supérieures à approximativement 1,5 fois la période du cycle cardiaque,  $I_{ev}$  est la valeur efficace du courant alternatif sinusoïdal ayant la même valeur crête à crête  $I_{pp}$  que le courant de la forme d'onde considérée :

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{2\sqrt{2}}$$

- b) Pour des durées de choc inférieures à approximativement 0,75 fois la période du cycle cardiaque,  $I_{ev}$  est la valeur efficace du courant alternatif sinusoïdal ayant la même valeur crête  $I_p$  que le courant de forme d'onde considérée :

$$I_{ev} = \frac{I_p}{\sqrt{2}}$$

NOTE 1 Cette corrélation est de moins en moins applicable au fur et à mesure que le rapport entre le courant alternatif et le courant continu diminue. Pour des durées de chocs par courant continu inférieures à 0,1 s, le seuil est égal à la valeur efficace correspondant au courant alternatif (voir Figure 20 et Figure 22 de la CEI 60479-1, respectivement).

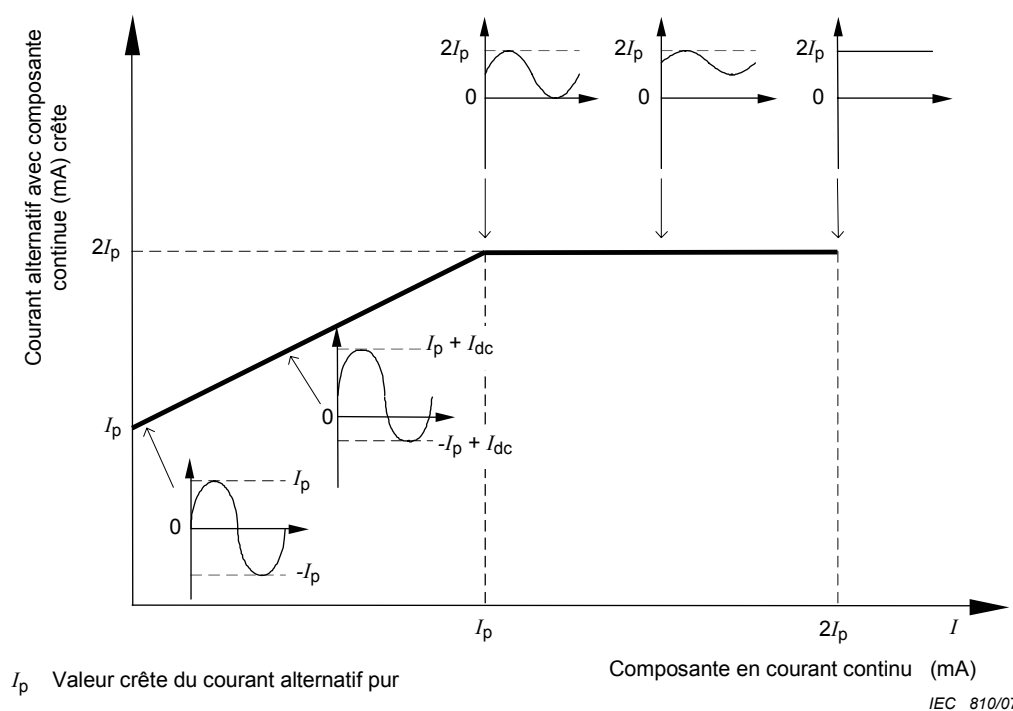
- c) Pour des durées de chocs comprises entre 0,75 fois et 1,5 fois la période du cycle cardiaque, le paramètre amplitude varie de la valeur crête à crête à la valeur crête.

NOTE 2 Les détails de la nature de la transition ayant lieu font l'objet d'études complémentaires.

Selon les recherches de Knickerbocker [5], la probabilité de fibrillation ventriculaire pour une combinaison de courant alternatif sinusoïdal 50/60 Hz et de courant continu durant plusieurs secondes, voire plus, est la même que pour un courant purement sinusoïdal ayant la même durée, pourvu que le courant alternatif sinusoïdal pur 50/60 Hz ait la même valeur crête à crête que la valeur crête à crête de la forme d'onde combinée. Cela serait à la condition que la composante du courant continu ne soit pas suffisamment élevée pour éviter le changement de signe du courant instantané (éviter le passage par zéro) à chaque cycle. Par exemple, la combinaison d'un courant alternatif sinusoïdal 50/60 Hz de 40 mA efficace avec un courant continu de  $40 \times \sqrt{2}$  mA a approximativement la même probabilité d'occasionner la fibrillation ventriculaire qu'un seul courant alternatif sinusoïdal 50/60 Hz de 40 mA efficace.

Lorsque l'exposition dure quelque secondes, voire plus, et que la composante continue est suffisamment importante pour que le changement de signe ne se produise pas à chaque cycle, alors la composition d'un courant alternatif et d'un courant continu possède la même probabilité d'occasionner la fibrillation ventriculaire lorsque la valeur crête de la forme d'onde composite est la même que la valeur crête à crête du pur courant alternatif sinusoïdal 50/60 Hz. Par exemple, la composition d'un courant sinusoïdal 50/60 Hz et d'un courant continu avec une valeur crête de  $80 \times \sqrt{2}$  mA ( $2 \times I_p$ ) (sans changement de signe du courant instantané de fibrillation ventriculaire à chaque cycle) a approximativement la même probabilité de provoquer la fibrillation ventriculaire qu'un courant sinusoïdal 50/60 Hz d'amplitude 40 mA efficace sans courant continu additionnel.

La Figure 9 montre un exemple pour lequel la probabilité de fibrillation ventriculaire d'un courant alternatif sinusoïdal (de 20 Hz, 50 Hz ou 60 Hz) combiné avec un courant continu est la même.

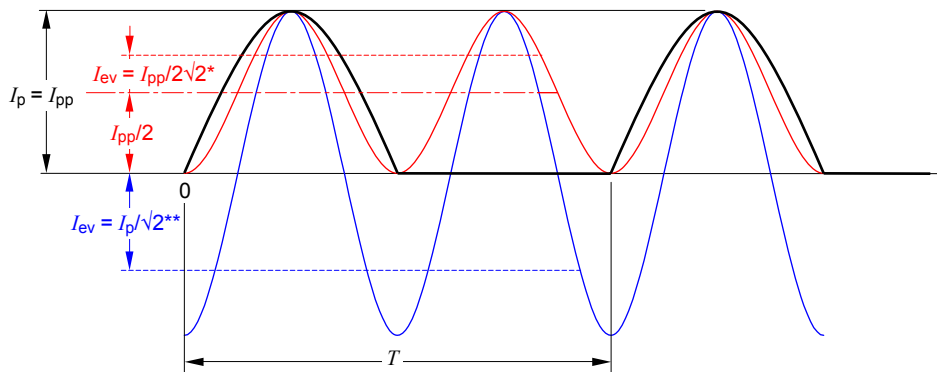


NOTE La valeur crête à crête  $I_{pp}$  reste constante jusqu'à la valeur  $I_p$ , ensuite la valeur crête du courant composé reste constante à une valeur égale à deux fois la valeur crête de la composante alternative sans composante continue.

**Figure 9 – Courant composé d'un courant alternatif et d'un courant continu ayant une probabilité équivalente de fibrillation ventriculaire**

### 5.3.4.2 Exemples de courant alternatif redressé

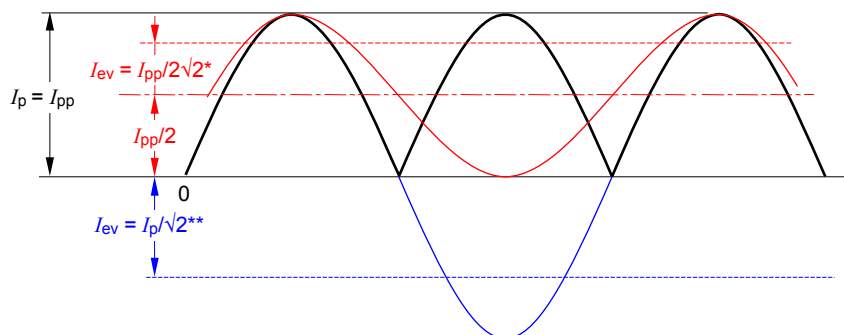
La Figure 10 montre les formes d'onde pour des systèmes à simple ou double alternance. Pour ces formes d'onde, la valeur de crête du courant est identique à sa valeur entre crêtes.



- \* pour durée de choc >1,5 cycle cardiaque
- \*\* pour durée de choc <0,75 cycle cardiaque

IEC 811/07

**Figure 10a – Redressement simple alternance**



- \* pour durée de choc >1,5 cycle cardiaque
- \*\* pour durée de choc <0,75 cycle cardiaque

IEC 812/07

**Figure 10b – Redressement double alternance**

**Figure 10 – Formes d'onde de courant alternatif redressé**

Le courant alternatif équivalent  $I_{ev}$  est déterminé:

a) Pour des durées supérieures à 1,5 fois la durée du cycle cardiaque, par:

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{2\sqrt{2}} = \frac{I_p}{2\sqrt{2}}$$

Ainsi, pour les systèmes à simple alternance,  $I_{ev}$  se rapporte à la valeur efficace du courant redressé  $I_{eff}$  par la relation:

$$I_{ev} = \frac{I_{eff}}{\sqrt{2}}$$

et, pour les systèmes à double alternance, par la relation:

$$I_{ev} = \frac{I_{eff}}{2}$$

b) Pour des durées inférieures à 0,75 fois la durée du cycle cardiaque:

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{\sqrt{2}} = \frac{I_p}{\sqrt{2}}$$

Ainsi, pour les systèmes à simple alternance,  $I_{ev}$  se rapporte à la valeur efficace du courant redressé  $I_{eff}$  par la relation:

$$I_{ev} = \sqrt{2} I_{eff}$$

et, pour les systèmes à double alternance, par la relation:

$$I_{ev} = I_{eff}$$

Dans les deux cas du non-lâcher et de la fibrillation ventriculaire, le courant dans le corps est supposé circuler à travers les bras et le torse pendant quelques secondes. Par exemple, un signal de sonnerie cadencée d'un circuit téléphonique peut typiquement durer autour de 2 s avant que ce signal ne soit interrompu pour une pause (entre deux sonneries). Dans la mesure où une personne est en contact avec une partie mise sous tension par le train d'ondes du signal de sonnerie, le corps de cette personne peut conduire du courant pendant quelques secondes. Dans le cas d'un signal de sonnerie cadencée, une personne peut être incapable de lâcher pendant le temps où le signal est actif. Si cela se passe, le signal ne doit pas être capable de provoquer la fibrillation ventriculaire. Il est supposé que lorsque le signal de sonnerie s'interrompt entre deux trains d'ondes, la personne a la possibilité de lâcher la partie conductrice et s'éloigner du circuit.

## 6 Effets du courant alternatif avec contrôle de l'angle de phase

### 6.1 Formes d'onde, fréquences et seuils de courant

La Figure 11 montre les formes d'onde pour des commandes symétriques et asymétriques.

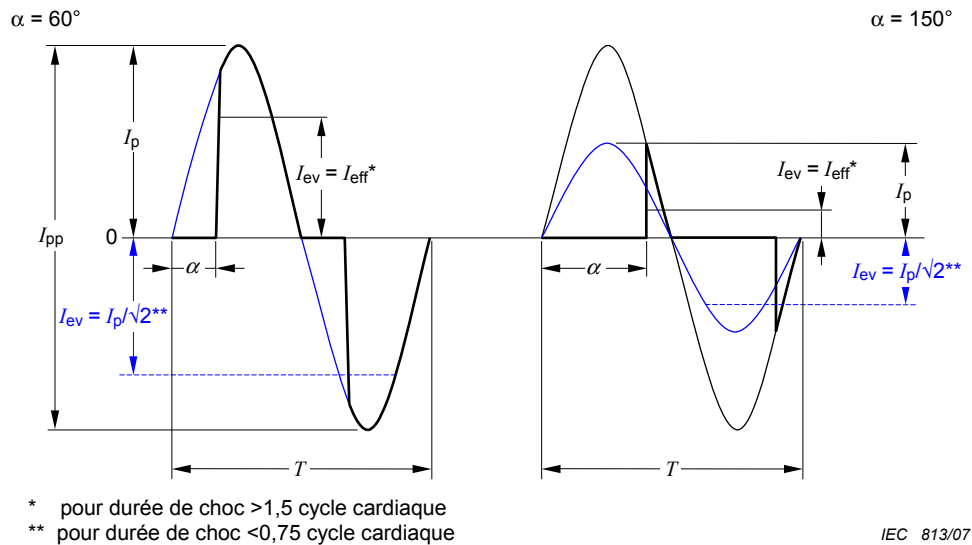


Figure 11a – Contrôle symétrique

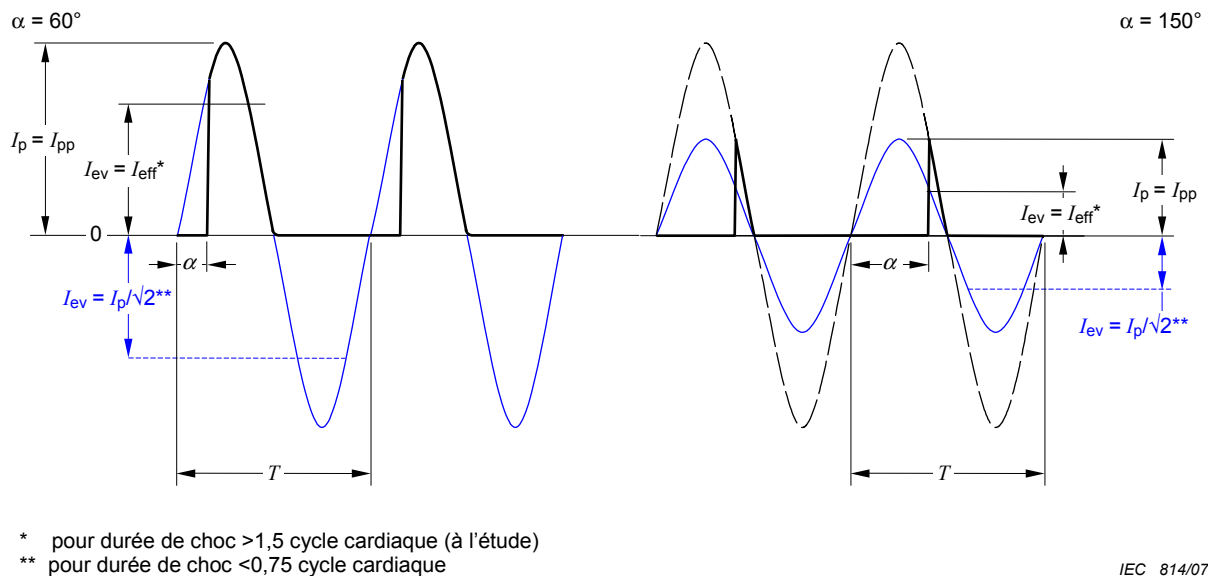


Figure 11b – Contrôle asymétrique

Figure 11 – Formes d'onde de courant alternatif avec contrôle de l'angle de phase

## 6.2 Seuil de perception et de non-lâcher

Comme décrit précédemment en 5.3.2 et 5.3.3, ces seuils dépendent de plusieurs paramètres.

Les valeurs de courant produisant une sensation ou empêchant le lâcher sont sensiblement les mêmes qu'en courant alternatif pour la même valeur de crête  $I_p$ . Lorsque l'angle de contrôle de phase est supérieur à  $120^\circ$ , les valeurs de crêtes augmentent du fait de la diminution du temps de passage du courant.

Ces effets dépendent de la valeur crête du courant [13] et ils doivent être combinés pour chaque fréquence afin d'en estimer l'effet global. Cela est facilement réalisable en utilisant le circuit de mesure décrit dans la CEI 60990.

### 6.3 Seuil de fibrillation ventriculaire

Les seuils sont différents suivant que la commande est symétrique ou asymétrique.

#### 6.3.1 Commande symétrique

Le risque de fibrillation est approximativement le même qu'avec un courant alternatif équivalent  $I_{ev}$  ayant les caractéristiques suivantes:

- a) Pour des durées de choc supérieur à environ 1,5 fois la durée du cycle cardiaque,  $I_{ev}$  a la même valeur efficace que le courant de la forme d'onde considérée;
- b) Pour des durées de choc inférieures à environ 0,75 fois la durée du cycle cardiaque,  $I_{ev}$  est la valeur efficace d'un courant ayant la même valeur de crête que le courant de la forme d'onde considérée;

NOTE Lorsque l'angle de contrôle de phase est supérieur à  $120^\circ$ , il est possible que le seuil de fibrillation soit augmenté.

- c) Pour des durées de choc comprises entre 0,75 et 1,5 fois la durée du cycle cardiaque, le paramètre de référence passe de la valeur de crête à la valeur efficace.

#### 6.3.2 Commande asymétrique

Le risque de fibrillation est approximativement le même qu'avec un courant alternatif équivalent  $I_{ev}$  ayant les caractéristiques suivantes:

Pour des durées de choc inférieures à environ 0,75 fois la durée du cycle cardiaque,  $I_{ev}$  est la valeur efficace d'un courant ayant la même valeur de crête que le courant de la forme considérée.

NOTE 1 Lorsque l'angle de contrôle de phase est supérieur à  $120^\circ$ , il est possible que le seuil de fibrillation soit augmenté.

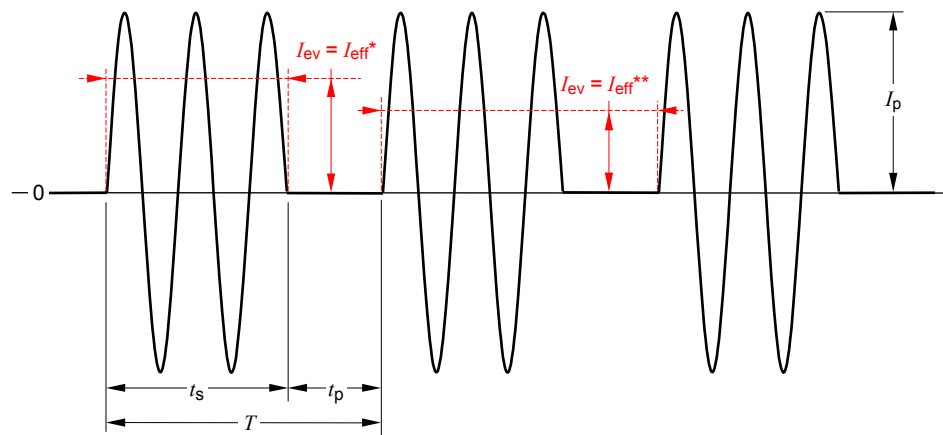
NOTE 2 Les courants dus à des commandes asymétriques (voir VEI 551-16-25) peuvent comporter également des composantes continues.

## 7 Effets du courant avec commande synchrone par trains d'alternance

### 7.1 Formes d'onde et fréquences

La Figure 12 montre les formes d'onde pour un facteur  $p$  égal à 0,67.





- \* pour durée de choc >1,5 cycle cardiaque et  $p \leq 1$  ou durée de choc < 0,75 cycle cardiaque  
 \*\* pour durée de choc < 0,75 cycle cardiaque et  $p \approx 1$

IEC 815/07

$$p = \frac{t_s}{t_s + t_p}$$

 $t_s$  = temps de conduction $t_s + t_p$  = période de fonctionnement $t_p$  = temps de non-conduction $p$  = facteur de commande

$$I_{1\text{eff}} = \frac{I_p}{\sqrt{2}} = \text{valeur efficace du courant pendant la période de conduction}$$

NOTE Il convient de ne pas confondre le courant  $I_{1\text{eff}}$  avec la valeur efficace du courant pendant la période de fonctionnement  $I_{2\text{eff}} = I_{1\text{eff}} \sqrt{p}$ .

**Figure 12 – Formes d'onde de courant alternatif avec commande synchrone par trains d'alternance**

## 7.2 Seuils de perception et seuil de non-lâcher

Comme décrit précédemment aux 5.3.2, 5.3.3 et 6.2, ces seuils dépendent de plusieurs paramètres.

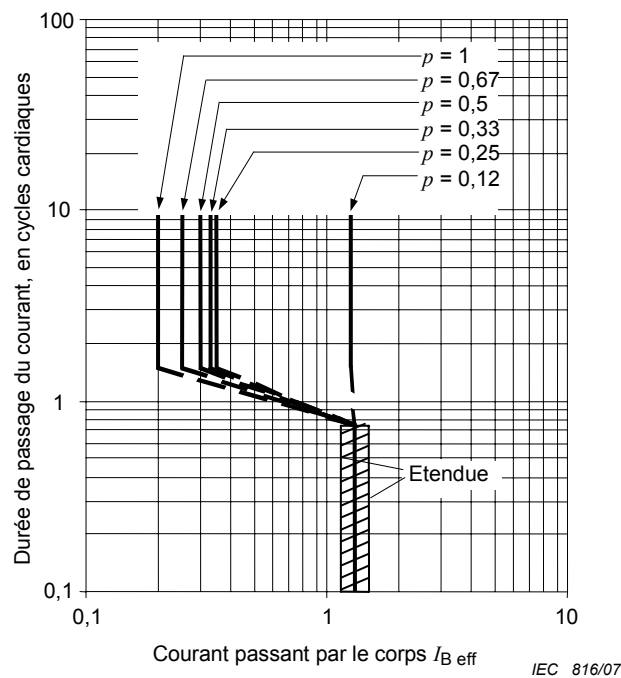
Ces effets dépendent de la valeur crête du courant [13] et les courants doivent être combinés pour chaque fréquence afin d'en estimer l'effet global.

## 7.3 Seuils de fibrillation ventriculaire

### 7.3.1 Généralités

Suivant la durée de choc et le facteur de commande, les courants alternatifs avec commande par trains d'alternance sont aussi ou moins dangereux que les courants alternatifs de même durée de choc et de même intensité.

La Figure 13 montre le seuil de fibrillation ventriculaire mesuré sur des porcs pour différents facteurs de commandes (voir référence bibliographique [7]).



NOTE Le courant passant par le corps  $I_{B\text{eff}}$  est la valeur efficace du courant pendant la période de conduction  $I_{1\text{eff}}$ .

**Figure 13 – Seuil de fibrillation ventriculaire (valeurs moyennes) pour des courants alternatifs avec commande par trains d’alternance pour différents facteurs de commande (résultats d’expériences sur de jeunes porcs)**

### 7.3.2 Durées de choc plus longues que 1,5 fois la durée du cycle cardiaque

Pour des durées de choc plus longues qu’environ 1,5 fois la durée du cycle cardiaque, le seuil dépend du facteur de commande  $p$ . Pour  $p$  voisin de 1, le seuil a la même valeur efficace que pour un courant alternatif sinusoïdal de même durée. Pour  $p$  voisin de 0,1, la valeur efficace du courant pendant la période de conduction  $I_{1\text{eff}}$  a la même valeur que celle d’un courant alternatif d’une durée inférieure à 0,75 fois la durée du cycle cardiaque.

NOTE Pour des valeurs intermédiaires de  $p$ , le seuil de fibrillation augmente à partir du niveau indiqué sur la Figure 20 de la CEI 60479-1 jusqu’au niveau supérieur indiqué pour des durées de choc inférieures à 0,1 s.

### 7.3.3 Durées de choc inférieures à 0,75 fois la durée du cycle cardiaque

Pour des durées de choc inférieures à environ 0,75 fois la durée du cycle cardiaque, la valeur efficace du courant pendant la période de conduction  $I_{1\text{eff}}$  a la même valeur que celle d’un courant alternatif sinusoïdal de même durée.

## 8 Estimation du seuil de courant équivalent pour des fréquences multiples

### 8.1 Seuil de perception et de non-lâcher

Ces effets dépendent de la valeur crête du courant [13] et les courants doivent être combinés pour chaque fréquence afin d’en estimer l’effet global.

### 8.2 Seuil de fibrillation ventriculaire

Le risque de fibrillation ventriculaire causée par un courant à fréquences multiples peut être très approximativement estimé comme étant équivalent au risque causé par un courant sinusoïdal alternatif ayant les caractéristiques suivantes:

- le fréquence fondamentale;
- avec une amplitude  $I_{ev}$  équivalente à la somme quadratique des amplitudes de toutes les amplitudes affectées individuellement du coefficient de fréquence approprié comme indiqué par le Figure 3 :

$$I_{ev} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left( \frac{I_i}{F_i} \right)^2}$$

Ce résultat de fréquences combinées présuppose seulement une relation entre la valeur crête et la valeur efficace de la forme d'onde à fréquences multiples. Il est cependant nécessaire de connaître les différents angles de phases pour estimer l'effet physiologique du courant. Cela n'a pas été pris en considération dans cette estimation.

## 9 Les effets d'impulsions répétées (train d'ondes) de courant sur le seuil de fibrillation ventriculaire

### 9.1 Seuil de fibrillation ventriculaire d'un train d'ondes de courant séparées par 1 s ou plus

La fibrillation ventriculaire est considérée comme improbable suite au passage au travers du cœur d'une seule impulsion de courant non répétitive dans la mesure où la combinaison amplitude et courant reste inférieure à la courbe  $c_1$  indiquée dans les Figures 20 et 22 de la CEI 60479-1. Figure 20 se rapporte à une seule impulsion de courant sinusoïdal de fréquence comprise entre 15 Hz et 100 Hz, tandis que la Figure 22 se rapporte à une seule impulsion de courant continu, non répétitive, et sans composante significative de courant alternatif.

Les impulsions de courant séparées chacune par un intervalle de temps au moins égal à la période du cycle cardiaque normal n'ont pas d'effets cumulatifs sur le cœur et peuvent donc être traitées individuellement comme s'ils s'agissait d'impulsions de courant isolées et non répétitives. Lorsque des impulsions de courant en série sont séparées chacune par au moins 1 s, il est nécessaire de comparer l'amplitude et le temps de chaque impulsion individuelle avec la courbe  $c_1$  pour déterminer le risque de fibrillation ventriculaire. Un rythme cardiaque typique pour un humain est de 70 pulsations à la minute; ainsi, la période d'un cycle cardiaque pour un humain est légèrement inférieure à approximativement 1 s.

### 9.2 Seuil de fibrillation ventriculaire d'un train d'ondes de courant séparées par moins de 1 s

#### 9.2.1 Généralités

Des impulsions de courant au travers du cœur, séparées chacune par moins de la période du cycle cardiaque normal (moins qu'approximativement 1 s entre deux impulsions consécutives) peuvent perturber le cœur suite à des effets cumulatifs. Ces effets cumulatifs peuvent entraîner le fibrillation ventriculaire même si chaque impulsion de courant de la série est significativement inférieure au seuil de fibrillation ventriculaire applicable à chaque impulsion de courant arrivant de façon isolée.

La première impulsion de courant de la série peut être évaluée en utilisant la Figure 20 ou la Figure 22 de la CEI 60479-1, selon celle qui est appropriée. Le seuil de fibrillation ventriculaire applicable à la seconde impulsion de courant est approximativement inférieur de 65 % du seuil applicable à la première impulsion. Ce processus continuer jusqu'à ce que le seuil atteigne un minimum après plusieurs impulsions. Le seuil minimum atteint peut être d'environ 10 % ou moins du seuil applicable à la première impulsion de courant [14], [18], [19], [20].

Le Tableau 1 fournit une estimation du seuil de fibrillation ventriculaire pouvant être appliqué aux impulsions de courant en série en tant que cas le plus sévère. Le temps de repos entre deux impulsions de courant est insuffisant pour permettre aux effets des impulsions précédentes de décroître suffisamment. Chaque impulsion de courant possède une amplitude

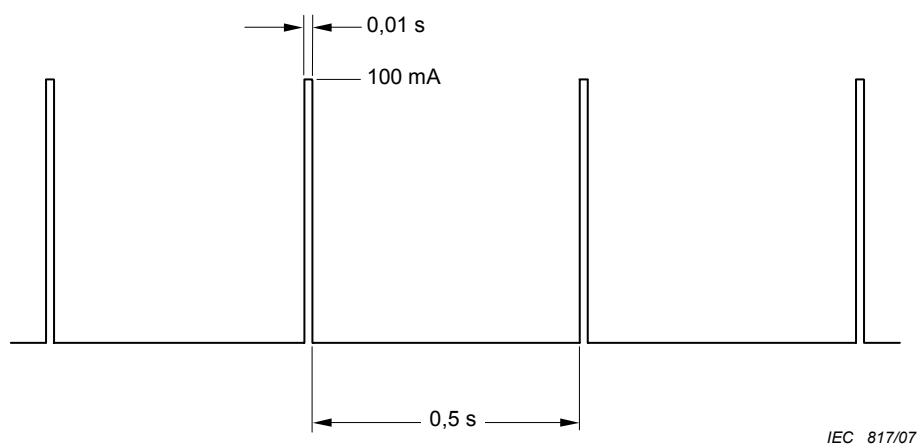
et une durée suffisante pour exciter les tissus du cœur, et il est considéré que le seuil de fibrillation ventriculaire décroît de 35 % après chaque impulsion de courant.

**Tableau 1 – Exemple d'estimation du seuil de fibrillation ventriculaire après chaque impulsion de courant d'un train d'onde**

Impulsion de courant d'un train d'onde séparée par moins de 1 s, dans le cas où la première impulsion se situe dans la zone AC-3 ou DC-3 de la Figure 20 ou de la Figure 22	Exemple d'estimation du seuil de fibrillation ventriculaire après chaque impulsion de courant d'un train d'onde %
Première impulsion de courant	100
Seconde impulsion de courant	65
Troisième impulsion de courant	4
Quatrième impulsion de courant	27
Cinquième impulsion de courant	18
Sixième impulsion de courant	12
Septième impulsion de courant et suivantes	10 ou moins

### 9.2.2 Exemple 1

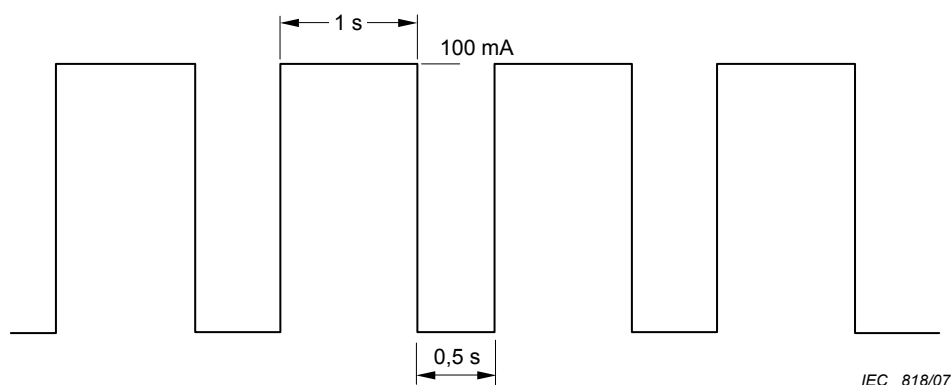
Considérons un train de quatre impulsions de courant rectangulaires (voir Figure 14) et unidirectionnelles passant à travers le corps d'une personne entre la main gauche et les deux pieds, dont chaque impulsion a une amplitude de 100 mA crête et une durée de 0,01 s. Nous supposons que chaque impulsion est séparée des impulsions contiguës par 0,5 s de temps de repos. Dans cet exemple on établira s'il existe un risque de fibrillation ventriculaire lorsque le courant circule au travers du corps en remontant des pieds (pieds connectés à la borne positive).



**Figure 14 – Train de quatre impulsions de courant rectangulaires et unidirectionnelles**

Selon la Figure 22 de CEI 60479-1, chaque impulsion de 100 mA seule de durée 0,01 s ne présente pas d'effet physiologique néfaste (zone DC-2). Si les quatre impulsions séparées par un temps de repos de 0,5 s avaient chacune un effet cumulatif maximal qui réduise au maximum le seuil de fibrillation ventriculaire, la quatrième et dernière impulsion devrait correspondre à un seuil aussi bas que 27 % de 500 mA, soit 135 mA. Par conséquent, il est incertain que les impulsions de ce train seraient capables de produire une perturbation qui puisse s'intensifier vers une situation dangereuse, même si les trains d'impulsions de courant sont séparés seulement par 0,5 s. Dans ce cas il est possible de considérer le risque de fibrillation ventriculaire comme faible.

Considérons un autre train d'impulsions de courant rectangulaires (voir Figure 15) et unidirectionnelles passant dans la même direction (pieds connectés à la borne positive) à travers le corps d'une personne entre la main gauche et les deux pieds.

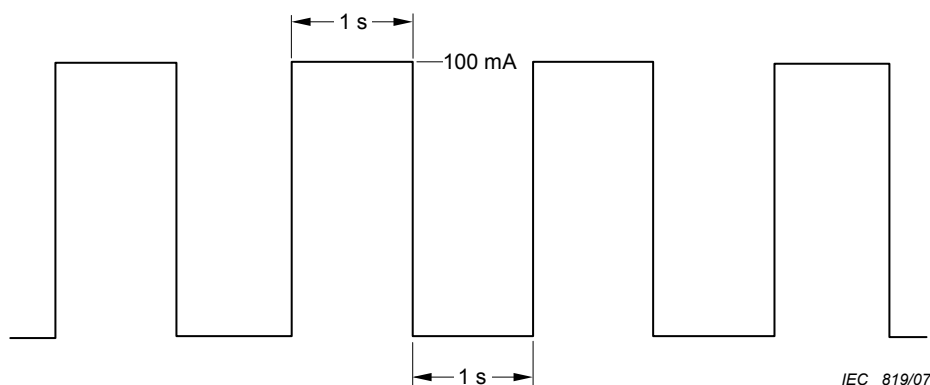


**Figure 15 – Train de quatre impulsions de courant rectangulaires et unidirectionnelles**

Chaque impulsion possède la même amplitude de 100 mA crête, mais la durée de chaque impulsions est augmentée à 1 s. Le temps de séparation entre chaque impulsion est toujours de 0,5 s. Y a-t-il un risque de fibrillation ventriculaire ?

Selon la Figure 22 de CEI 60479-1, chacune des impulsions est capable par elle-même de provoquer des perturbations irréversibles dans la formation et la conduction des impulsions dans le cœur (zone DC-3). Jusqu'à ce que ces perturbations s'atténuent, le seuil de fibrillation ventriculaire est réduit à un niveau plus bas, rendant la fibrillation ventriculaire plus probable. Une seule impulsion, non répétitive, de 1 s de durée devrait avoir un seuil de fibrillation ventriculaire approximativement aussi bas que 150 mA (courbe  $c_1$ ). Si la première impulsion génère des perturbations réduisant de 35 % le seuil de fibrillation ventriculaire, alors le seuil de fibrillation ventriculaire pour la deuxième impulsion serait de 65 % de 150 mA, soit 98 mA. La troisième impulsion pourrait correspondre à un seuil de fibrillation ventriculaire de 65 % de 98 mA soit 63 mA, et la quatrième impulsion pourrait correspondre à un seuil de fibrillation ventriculaire de seulement 41 mA. Dans ce cas, il est improbable que la première impulsion cause une fibrillation ventriculaire, mais la seconde, troisième et la quatrième impulsion correspondent à un risque accru de fibrillation ventriculaire. Cela est dû à l'effet cumulatif des perturbations des impulsions précédentes du train d'impulsions sans temps suffisant entre chaque impulsion pour éliminer les effets.

Finalement, nous considérons d'autres trains de quatre impulsions de courant, rectangulaires et unidirectionnelles passant dans la même direction (pieds connectés à la borne positive) à travers le corps d'une personne entre la main gauche et les deux pieds. Chaque impulsion possède la même amplitude de 100 mA crête et d'une durée de 1 s, mais avec 1 s entre chaque impulsion au lieu de 0,5 s (voir la Figure 16). Dans cet exemple il sera établi qu'il y a un risque de fibrillation ventriculaire.



**Figure 16 – Train de quatre impulsions de courant rectangulaires et unidirectionnelles**

Selon la Figure 22 de la CEI 60479-1, chacune des impulsions est capable par elle-même de générer des perturbations dans le cœur (région DC-3), mais l'intervalle de repos de 1 s entre les impulsions permet aux perturbations de s'effondrer avant que ne débute la prochaine impulsion du train. Donc, il y a peu ou aucun effet cumulatif, et le risque de fibrillation ventriculaire pour ce train d'impulsions est faible.

### 9.2.3 Exemple 2

Considérons un train ininterrompu de courant continu haché avec un cycle de 50 % de charge, pour lequel le seuil de fibrillation ventriculaire est estimé comparativement au seuil correspondant à la première impulsion rectangulaire et non répétitive de courant considérée seule ayant la même durée que la première impulsion du train d'onde.

Selon la Figure 20 de la CEI 60479-1, un courant alternatif sinusoïdal permanent de par exemple 200 mA efficace ou 283 mA crête possède une probabilité spécifique de fibrillation ventriculaire. Selon les observations de Kouwenhoven [18] qui comparent la probabilité de fibrillation ventriculaire pour un courant alternatif sinusoïdal et un courant continu haché avec la même fréquence fondamentale de 60 Hz, le rapport des amplitudes d'un train de courants continus ayant la même probabilité de fibrillation ventriculaire serait de 1,7/1. Ce rapport 1,7 correspond au rapport entre les seuils de fibrillation ventriculaire pour un courant alternatif et un courant continu avec un courant directement appliqué au cœur d'un chien (1,06 mA crête / 0,62 mA crête = 1,7). Le courant continu haché cause la fibrillation ventriculaire pour une valeur plus faible que le courant alternatif sinusoïdal .

Selon la Figure 20 de la CEI 60479-1, la probabilité de fibrillation ventriculaire pour une seule et non répétitive impulsion rectangulaire d'un courant unidirectionnel dont la durée est égale à la moitié de la période d'un train d'impulsion à 60 Hz ( $(1/60) / 2 = 8,3$  ms) est à peu près dix fois supérieure que pour un courant alternatif sinusoïdal permanent

Le rapport entre la probabilité de fibrillation ventriculaire d'un seule impulsion de durée égale à 8,3 ms et d'un train à 60 Hz d'impulsions à 50 % de la valeur d'un cycle (même forme rectangulaire et même durée) est par conséquent à peu près de  $1 / (2 \cdot 830 \text{ mA} / 166 \text{ mA}) = 1 / 17$ . Cette différence significative entre la probabilité de fibrillation ventriculaire a pour cause les effets cumulatifs sur le cœur des impulsions lorsque de nombreuses impulsions se succèdent rapidement.

## 10 Effets du courant électrique au travers d'un corps humain immergé

### 10.1 Généralités

Cet article décrit les effets du courant électrique au travers du corps humain lorsque celui-ci est immergé dans l'eau de différents niveaux de conductivité. Les fréquences sinusoïdales de 50/60 Hz et du courant continu sont analysées, mais les effets d'autres fréquences pourraient être estimées par application des données fournies dans les autres parties de la CEI 60479.

NOTE 1 A moins qu'il en soit spécifié différemment, la tension et le courant sont sinusoïdaux et les valeurs sont exprimées en valeur efficace.

NOTE 2 Pour les besoins de la présente norme, le terme « l'eau » est utilisé pour décrire de l'eau pure aussi bien que des solutions d'eau pure avec des sels et d'autres impuretés dans cette solution.

### 10.2 Résistivité des solutions aqueuses et du corps humain

L'eau pure est essentiellement non conductrice mais, lorsque des impuretés telles que des sels sont ajoutées à l'eau, la résistivité de la solution peut diminuer de façon significative. Le Tableau 2 montre des valeurs de résistivité, par exemple de solutions typiquement aqueuses dans lesquelles des personnes peuvent être partiellement ou totalement immergées.

**Tableau 2 – Résistivité de solutions aqueuses [21]**

Solution aqueuse	Résistivité $\Omega \cdot \text{cm}$
Eau de pluie	254 à 420 000
Eau dure «normale»	1 780
Eau du robinet (USA)	1 290 à 16 000
Eau de lessive (eau du robinet avec détergent)	520
«Eau de piscine»	300
Solution saline isotonique (normale)	60
Eau de mer (océan atlantique, proximité de New York)	22
NOTE Les valeurs de conductivité données dans ce tableau sont données, de façon approchées, pour des solutions à température normale, et elles varient avec les changements de température.	

Lorsque le corps humain est immergé dans l'eau conduisant un courant électrique, le cheminement du courant électrique au travers de l'eau est modifié par la résistivité relative du corps, laquelle n'est pas homogène, et celle de l'eau. Lorsque l'eau est moins résistive que le corps immergé (par exemple de l'eau de mer), la plus grande partie du courant qui aurait circulé dans l'eau à la place du corps circulera à la périphérie de ce corps plutôt qu'à travers lui. Cependant, lorsque l'eau est plus résistive que le corps (par exemple de l'eau fraîche d'un lac), une plus grande partie du courant circulera au travers de la partie de moindre résistance et se concentrera au travers du corps. La présence d'un corps déforme le champ électrique et le cheminement des lignes de courant dans l'eau. La déformation la plus faible du champ électrique et des lignes de courant apparaîtra lorsque la résistivité de l'eau est pratiquement identique à la résistivité des parties du corps remplaçant l'eau. Cependant, puisque le corps est hétérogène, la présence d'un corps dans de l'eau déforme toujours quelque peu le champ électrique et les lignes de courant.

L'amplitude du champ électrique (en  $\text{V/cm}$ ) est égale à la résistivité (en  $\Omega \cdot \text{cm}$ ) fois la densité de courant (en  $\text{A/cm}^2$ ). Cependant, pour deux cheminements parallèles traversant le même champ électrique, une partie proportionnellement plus importante de la densité de courant empruntera le cheminement ayant la plus faible résistivité.

Le Tableau 3 montre les valeurs approchées de résistivité pour des exemples de parties de corps humain à la température normale du corps [22], [23]. Les valeurs s'appliquent pour des courants alternatifs basse fréquence ou pour du courant continu.

**Tableau 3 – Résistivité des tissus du corps humain**

Tissus du corps humain	Résistivité $\Omega \cdot \text{cm}$
Sang	62,9 *
Fluide cérébro-spinal	64,6
Bras (partie du corps)	160
Muscles du squelette	240
Cou (partie du corps)	280
Doigts et main (partie du corps)	280
Thorax (partie du corps)	375 – 455
Tronc (partie du corps)	415
Cerveau	588
Tête (partie du corps)	840
Muscle cardiaque	925 – 1150
Os	16 000
* Cette valeur s'applique dans cet exemple au plasma sans les cellules. Lorsque, dans cet exemple, le nombre de cellules augmente, la résistivité augmente jusqu'à une valeur pouvant atteindre 300 $\Omega \cdot \text{cm}$ .	
NOTE Le corps humain est hétérogène dans sa constitution et par conséquent dans sa résistivité. Il convient que les valeurs données dans ce tableau, particulièrement pour les valeurs correspondant aux parties du corps, soient considérées comme une sorte de valeurs moyennes.	

### 10.3 Courants conduits au travers d'un corps immergé

L'impédance de sortie d'une source électrique fournissant du courant à de l'eau peut être forte ou faible selon la nature ou la conception de la source. Lorsque la source possède une impédance de sortie relativement faible par rapport à l'impédance de l'eau et au corps immergé, la source se comporte comme une source de tension. Dans ce cas, le courant au travers du corps et de l'eau se calcule principalement par l'impédance des différents cheminements en parallèle dans l'eau et n'est pas limitée par l'impédance de sortie de la source. Le courant dans le corps n'est pas influencé de façon significative par la présence de cheminements de courant en parallèle avec le corps. En raison de la faible impédance de sortie de la source, chaque cheminement de courant en parallèle peut être alimenté en courant directement par la source ce qui est essentiellement basé sur l'impédance de chaque cheminement individuel.

Lorsque la source électrique possède une impédance de sortie relativement élevée par rapport à l'impédance combinée du corps et de l'eau dans laquelle il est immergé, elle se comporte comme une source de courant. Dans ce cas, l'amplitude totale du courant en provenance de la source et circulant au travers du corps et de l'eau est déterminée par la tension de la source divisée par l'impédance de cette source. L'impédance extérieure à la source est basse comparativement à l'impédance de la source et a donc peu d'influence. Le courant dans l'eau se divise entre le corps et le cheminement autour du corps. La plus grande partie du courant circulera au travers des chemins de faible résistance. Dans les cas extrêmes, lorsque l'eau est un conducteur parfait, le corps immergé ne conduira aucun courant car tout le courant circulera autour du corps au travers d'une eau fortement conductrice. Dans l'autre cas extrême, lorsque l'eau possède une très forte résistance, alors presque tout le courant se concentrera dans le corps.

Le Tableau 4 illustre qualitativement la relative interaction entre la résistivité de la solution aqueuse (en fonction de la résistivité du corps immergé), et l'impédance caractéristique de la source électrique (impédance de la source en fonction de l'impédance de la solution et du corps immergé).

**Tableau 4 – Relative interaction entre la résistivité de la solution aqueuse et l'impédance caractéristique de la source électrique**

	<b>Solution à forte résistivité</b>	<b>Solution à faible résistivité</b>
Source de tension constante (source à faible impédance relativement à l'impédance de la combinaison entre le corps immergé et l'eau)	Le courant dans le corps est déterminé par la tension de la source et l'impédance du corps «en série avec» l'eau qui se trouve entre le corps et les électrodes. Plus la résistivité de l'eau en série avec le corps est élevée, plus le courant au travers du corps sera faible.	Le courant au travers du corps est déterminé par la tension de la source et l'impédance du corps «en série avec» l'eau qui se trouve entre le corps et les électrodes. Plus la résistivité de l'eau en série avec le corps est faible, plus le courant au travers du corps sera important.
Source de courant constant (source à forte impédance relativement à l'impédance de la combinaison entre le corps immergé et l'eau)	Le courant total est déterminé par la tension de la source divisée par l'impédance de la source. Le courant au travers du corps est déterminé par les impédances relatives du corps immergé et de l'eau «en parallèle avec» le corps. Plus la résistivité de l'eau est élevée, plus le courant au travers du corps est élevé.	Le courant total est déterminé par la tension de la source divisée par l'impédance de la source. Le courant au travers du corps est déterminé par les impédances relatives du corps immergé et de l'eau «en parallèle avec» le corps. Plus la résistivité de l'eau est faible, plus le courant au travers du corps est faible.

### 10.4 Effets physiologiques du courant au travers d'un corps immergé

La perception et la réaction sont improbables lorsque le corps est totalement immergé dans l'eau. Lorsque le corps est entièrement immergé et qu'il conduit un courant, la densité de



courant au travers de la peau est habituellement faible alors même que le courant qui se concentre dans le corps et traverse certaines parties internes des tissus du corps (muscles, sang, nerfs, etc.) peut être important. A cause de la faible densité de courant dans la peau, des courants de niveaux dangereux peuvent circuler au travers des parties internes d'une personne immergée sans aucune sensation normalement associée au choc électrique.

Les effets physiologiques du courant au travers du corps pouvant induire une tétanisation musculaire (immobilisation) peuvent être particulièrement dangereux lorsque le corps est immergé puisqu'il interfère avec la capacité de la personne à nager, ou peuvent interférer avec la possibilité de garder la tête hors de l'eau. La noyade peut survenir selon l'interférence avec le contrôle des muscles.

La fibrillation ventriculaire peut survenir lorsqu'un courant d'amplitude suffisante circule au travers du corps dans la région du cœur. L'orientation du corps selon le champ électrique dans l'eau n'est pas nécessairement fixe et peut changer continuellement. Cependant, il faut supposer que le courant peut entrer et sortir du corps d'une façon telle que la densité de courant dans le cœur devienne maximale et circule dans la direction la plus défavorable. Par exemple, le courant peut circuler directement au travers de la poitrine et sortir par le bras gauche selon l'endroit du corps en contact avec les électrodes situées dans l'eau.

Une personne immergée dans de l'eau isolée électriquement de la terre et élevée à un potentiel par rapport à la terre par une source électrique, mais où aucune différence de potentiel n'existe dans l'eau (aucun champ électrique dans l'eau), peut ne pas être traversée par un courant jusqu'à ce que la personne sorte de l'eau et touche une partie conductrice connectée à la terre. Dans ce cas, un courant circulera de l'eau au travers du corps par une grande surface de peau immergée vers le membre touchant ou s'agrippant à une partie reliée à la terre. La personne pourra se trouver incapable de lâcher cette partie, et dans la mesure où le courant au travers du torse est suffisamment fort, ce courant peut interférer avec la respiration ou causer la fibrillation ventriculaire.

Des lésions par brûlures électriques sont moins probables lorsque le corps est immergé car la peau est refroidie par l'eau.

Dans la mesure où une personne est complètement immergée dans l'eau, le courant circulant dans la tête peut produire un certain nombre d'autres effets physiologiques [24]. De faibles courants peuvent produire un picotement ou une sensation de brûlure sur la peau. Des courants plus élevés peuvent stimuler les muscles faciaux. Des courants encore plus élevés peuvent stimuler des nerfs optiques et créer des phosphènes. Les phosphènes sont des images de lumière produites par une stimulation externe qui n'implique pas la lumière – dans ce cas il s'agit du courant. (Une pression mécanique exercée sur un œil fermé peut également produire des phosphènes.) Bien que les phosphènes eux-mêmes ne soient pas dangereux, ils peuvent être effrayants pour une personne qui ne se doute de rien, et pourraient causer une réaction inconsidérée ou même une réaction de panique, ce qui pourrait engendrer d'autres dangers tels que la noyade. Les effets directs du courant sont instantanément réversibles lorsque le courant s'arrête; cependant, un courant plus élevé peut occasionner des douleurs en haut du visage. Ces douleurs s'estompent dans les minutes ou les heures qui suivent. La sensation d'équilibre peut être perturbée par ces courants. Cet effet est réversible mais peut durer jusqu'à quelques jours.

### **10.5 Valeurs de seuil de courant**

Le seuil en courant des effets physiologiques pour une personne dont le corps est immergé dans de l'eau n'a pas une seule valeur. De trop nombreuses variables peuvent influencer sur la valeur de l'impédance du corps humain, et modifier constamment le cheminement du courant et l'amplitude du courant tant que le corps bouge dans l'eau par rapport aux électrodes de la source. Les valeurs suivantes ont été utilisées pour des limites de courant conservatoires pour des applications où le corps d'une personne est immergé dans de l'eau à faible résistivité. Des essais visant à déterminer ces valeurs ont été effectués en utilisant de l'eau de résistivité égale à 22  $\Omega$ -cm, représentant de l'eau de mer et préparée par ajout de NaCl dans de l'eau du robinet [25] .

En général, lorsqu'un courant 50/60 Hz supérieur à 5 mA entre et traverse le corps d'une personne immergée, il peut engendrer une tétanisation musculaire qui peut interférer avec la possibilité de nager, interférer avec la respiration ou même provoquer la fibrillation ventriculaire. Lorsqu'une personne est immergée, un courant peut entrer dans la poitrine directement de l'eau, sans traverser les membres. De plus, conserver le contrôle des ses muscles est important pour éviter la noyade. La valeur de 5 mA ne se rapporte pas à la courbe b de la Figure 20 de la CEI 60479-1. Les conditions d'immersion sont différentes d'un scénario typique de choc électrique et des considérations différentes doivent s'appliquer.

Une résistance de 50  $\Omega$  est parfois spécifiée pour mesurer le courant fourni par une source électrique de forte impédance de sortie située dans de l'eau. Cependant, cette valeur peut être trop élevée pour être considérée comme une valeur correcte de l'impédance du corps. Cela devient important lorsque la source possède une faible impédance de sortie. Dans ce cas, la valeur de l'impédance du modèle du corps influence trop le courant et devrait représenter le corps de façon plus correcte.

Lorsque 5 mA pénètre dans le corps d'un enfant dans la région de la poitrine, il peut en résulter une densité de courant à 50/60 Hz de 30  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  [26].

## 10.6 Valeurs de tensions de sécurité intrinsèques

C'est l'habitude des normes de produits de limiter le courant plutôt que la tension dans des applications telles que les piscines et les stations thermales où des corps peuvent être immergés. Dans la mesure où une tension de sécurité intrinsèque est spécifiée, elle devrait être très faible, peut-être de l'ordre de quelques volts, à cause de la très faible valeur de l'impédance du cheminement du courant pouvant exister au travers du corps immergé.

## 11 Effets des courants d'impulsion unique de courte durée

### 11.1 Généralités

Les courants d'impulsion unique de courte durée de forme rectangulaire ou sinusoïdale ou de décharge de condensateurs peuvent être une source de danger en cas de défaut d'isolement dans un appareil électrique contenant des composants électriques ou en cas de contact avec les parties actives de tels appareils. C'est pourquoi il est important de définir les limites de danger pour de tels courants.

Pour une durée de choc de 10 ms, les effets décrits dans cet article correspondent à ceux qui sont indiqués dans la CEI 60479-1 de sorte que la CEI 60479-1 et la CEI 60479-2 traitent de l'ensemble des durées de choc depuis 0,1 ms jusqu'à 10 s pour pratiquement toutes les formes d'onde de courant qui présentent un intérêt technique. Le contenu du présent article est basé sur l'hypothèse déduite de recherches scientifiques selon laquelle le facteur principal pour provoquer la fibrillation ventriculaire pour les différentes formes de courant d'impulsion est la valeur  $I \times t$  ou  $I^2 \times t$  pour les chocs de durée au plus égale à 10 ms [8].

### 11.2 Effets des courants d'impulsion unidirectionnelle de courte durée

#### 11.2.1 Formes d'onde

La Figure 17 montre la forme des courants d'impulsion rectangulaires, sinusoïdales ou de décharges de condensateurs. Il y a lieu de distinguer les courants suivants:

$I_{DC}$  = intensité du courant d'impulsion rectangulaire,

$I_{AC\text{eff}}$  = valeur efficace du courant d'impulsion sinusoïdale,

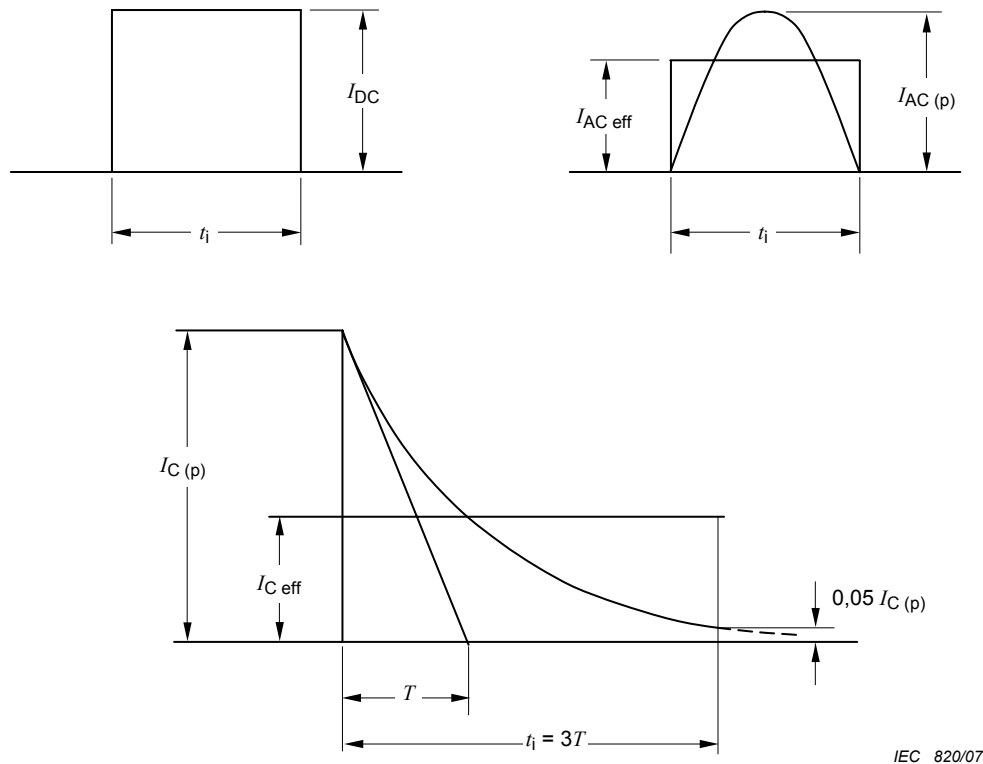
$I_{AC(p)}$  = valeur crête du courant d'impulsion sinusoïdale,

$I_{C\text{eff}}$  = valeur efficace du courant de décharge d'un condensateur pour une durée de  $3T$ ,

$I_{C(p)}$  = valeur de crête du courant de décharge d'un condensateur.

NOTE Si  $U_e$  est la tension du condensateur au début de la décharge à travers le corps humain et  $R_i$  la résistance initiale du corps,  $I_{C(p)}$  est égal à:

$$I_{C(p)} = \frac{U_e}{R_i}$$



**Figure 17 – Formes des courants pour des impulsions rectangulaires, sinusoïdales et pour des décharges de condensateur**

### 11.2.2 Evaluation de l'énergie spécifique de fibrillation $F_e$

Pour les formes d'impulsions prises en considération dans cet article, l'énergie  $F_e$  est égale à

a) pour les impulsions rectangulaires:

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

b) pour les impulsions sinusoïdales:

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

c) pour une décharge de condensateur de constante de temps  $T$ :

$$F_e = I_{C(p)}^2 \frac{T}{2} = I_{C eff}^2 t_i$$

A titre de comparaison, la Figure 18 montre des courants pour des impulsions rectangulaires, sinusoïdale et une décharge de condensateur avec la constante de temps  $T$  pour une même énergie spécifique de fibrillation  $F_e$  et la même durée de choc  $t_i$ . Dans ce cas, les relations suivantes existent:

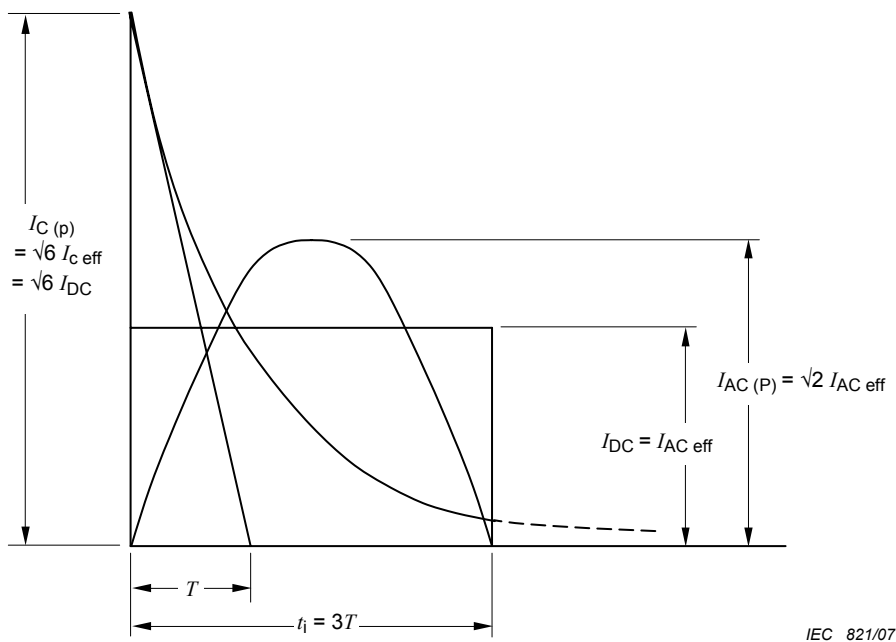
$$I_{DC} = \frac{I_{AC(p)}}{\sqrt{2}} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$$

NOTE La relation  $I_{DC} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$  est établie comme suit:

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

$$I_{Ceff}^2 3T = I_{DC}^2 3T = I_{C(p)}^2 \frac{T}{2}$$

$$I_{Ceff} = I_{DC} = I_{C(p)} \frac{1}{\sqrt{6}}$$

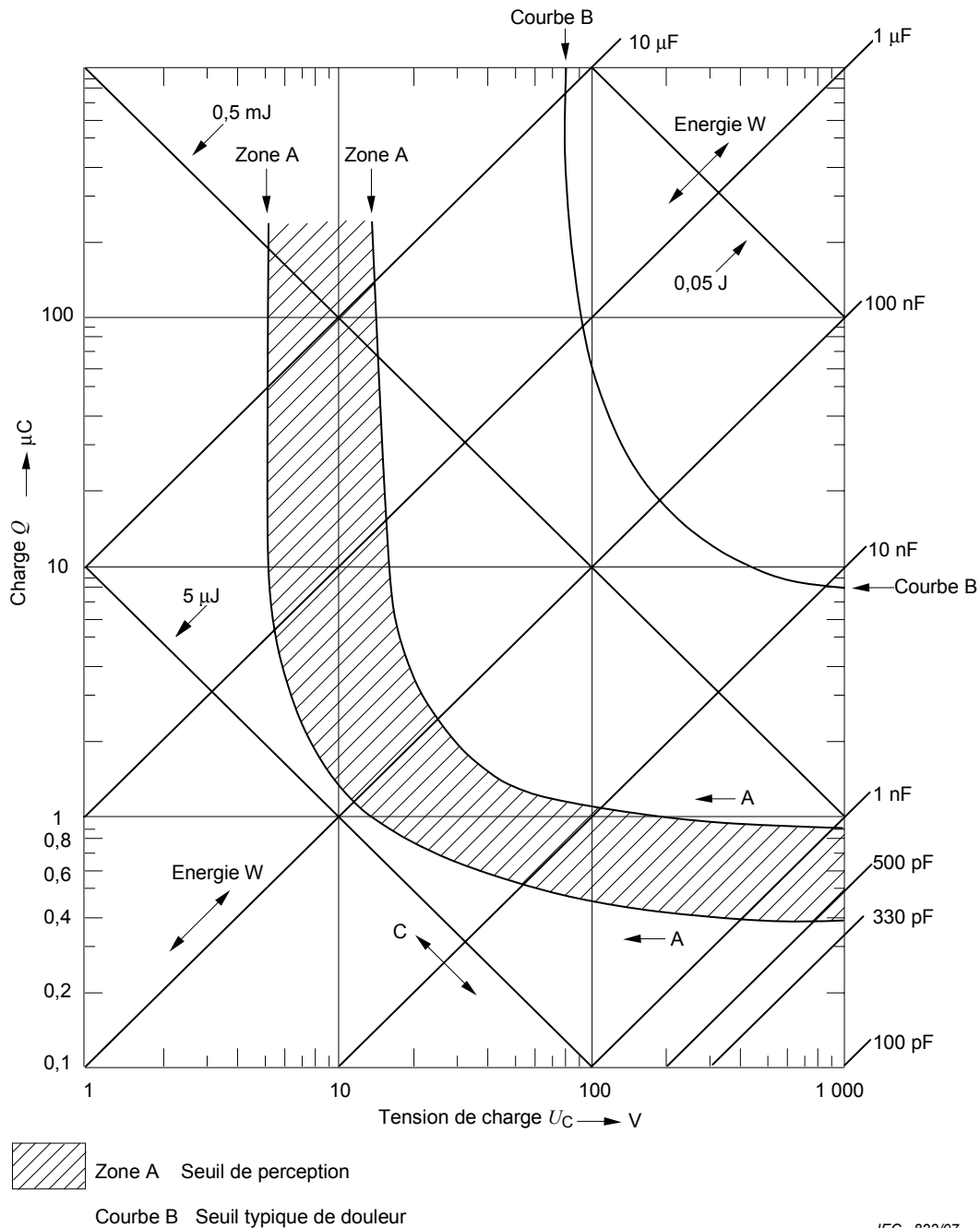


**Figure 18 – Impulsions rectangulaire, sinusoïdale et décharge de condensateur ayant la même énergie spécifique de fibrillation et la même durée de choc**

### 11.3 Seuil de perception et seuil de douleur de décharges de condensateurs

Les seuils dépendent de la forme des électrodes, de la charge de l'impulsion et de sa valeur de crête. La Figure 19 montre le seuil de perception et le seuil de douleur en fonction de la quantité d'électricité et de la tension de charge du condensateur pour une personne tenant de larges électrodes avec des mains sèches.

Le seuil de douleur est, en terme d'énergie spécifique, de l'ordre de  $50$  à  $100 \times 10^{-6} \text{ A}^2\text{s}$  pour des passages de courant à travers les extrémités et de grandes surfaces de contact.



NOTE Les échelles diagonales indiquent les valeurs de capacité ( $C$ ) et d'énergie ( $W$ ). A l'intersection des valeurs de tension de charge et de capacité, les valeurs de charge et d'énergie d'impulsion peuvent être lues sur les axes appropriés.

**Figure 19 – Seuil de perception et seuil de douleur pour des décharges de condensateur (mains sèches, grandes surfaces de contact)**

## 11.4 Seuil de fibrillation ventriculaire

### 11.4.1 Généralités

Le seuil de fibrillation ventriculaire dépend de la forme, de la durée et de l'intensité du courant de l'impulsion, de la phase cardiaque à laquelle l'impulsion commence, du trajet du courant dans le corps humain et des caractéristiques physiologiques de la personne.

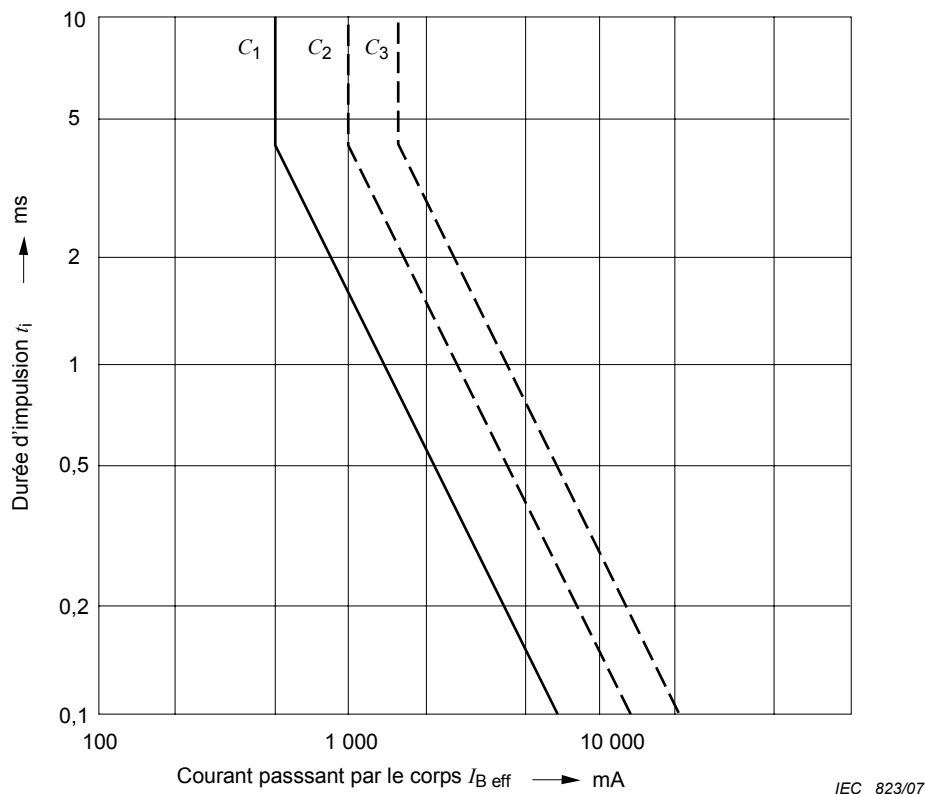
Des expériences effectuées sur des animaux ont montré que

- pour des impulsions de courte durée et des impulsions d'énergie relativement basses, la fibrillation ventriculaire ne se produit en général que si l'impulsion a lieu pendant la période vulnérable du cycle cardiaque,

NOTE Pour des valeurs élevées d'énergie d'impulsion apparaissant en dehors de la période vulnérable, la fibrillation peut également survenir même plusieurs minutes après l'événement d'origine.

- la charge spécifique de fibrillation  $F_q$  ou l'énergie spécifique de fibrillation  $F_e$  détermine le début de la fibrillation ventriculaire pour des impulsions unidirectionnelles de durée de choc inférieure à 10 ms.

Les seuils de fibrillation ventriculaire sont indiqués sur la Figure 20. Pour une probabilité de fibrillation de 50 %,  $F_q$  est de l'ordre de 0,005 As et  $F_e$  passe d'environ 0,01 A<sup>2</sup>s pour une durée d'impulsion  $t_i$  de 4 ms à 0,02 A<sup>2</sup>s pour une durée d'impulsion  $t_i$  de 1 ms.



Les courbes indiquent les probabilités des risques de fibrillation dus au courant traversant le corps humain entre la main gauche et les deux pieds. Pour d'autres trajets de courant, voir 5.9 de la CEI 60479-1.

- Au-dessous de  $C_1$ : pas de fibrillation;
- Au-dessus de  $C_1$  jusqu'à  $C_2$ : faible risque de fibrillation (jusqu'à 5 % de probabilité);
- Au-dessus de  $C_2$  jusqu'à  $C_3$ : risque moyen de fibrillation (jusqu'à 50 % de probabilité);
- Au-dessus de  $C_3$ : risque important de fibrillation (plus de 50 % de probabilité).

**Figure 20 – Seuils de fibrillation ventriculaire**

#### 11.4.2 Exemples

Afin de montrer l'application pratique des relations décrites dans le présent article, deux exemples sont donnés. Le premier concerne une décharge de condensateur avec une constante de temps  $T = 1$  ms et une durée de choc  $t_i$  égale à  $3T$  soit 3 ms, c'est-à-dire dans le domaine d'application de cette norme. Dans le deuxième exemple, la constante de temps  $T$  est de 10 ms, soit une durée de choc  $t_i$  de 30 ms pour laquelle les limites de fibrillation ventriculaire sont celles de la Figure 20 de la CEI 60479-1

**Exemple 1**

Effets de décharges de condensateur sur le corps humain:

Condensateur  $C = 1\mu\text{F}$ , tensions de charge 10 V, 100 V, 1 000 V et 10 000 V.

Trajet du courant: main-pied, résistance initiale du corps humain  $R_i$  estimée à 1 000  $\Omega$ .<sup>2)</sup>

Constante de temps  $T = 1$  ms, soit une durée de choc  $t_i = 3T = 3$  ms.

Energie spécifique de fibrillation  $F_e = I_{C_{rms}}^2 t_i \approx \frac{W_C}{R_i}$

Effets des chocs:

Tension de charge $U_e$ V	10	100	1 000	10 000
Courant de décharge Valeur crête $I_{C(p)}$ (A)	0,01	0,1	1	10
Courant de décharge, valeur efficace (A) $I_{C_{eff}} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$	0,004 1	0,041	0,41	41
Charge spécifique $F_q$ (As)	$0,01 \times 10^{-3}$	$0,1 \times 10^{-3}$	$10^{-3}$	$10 \times 10^{-3}$
Energie de décharge $W_c$ (Ws)	$0,05 \times 10^{-3}$	$5 \times 10^{-3}$	0,5	50
Energie spécifique de fibrillation $F_e$ ( $R_i=1\ 000\ \Omega$ ) ( $A^2s$ )	$0,05 \times 10^{-6}$	$5 \times 10^{-6}$	$0,5 \times 10^{-3}$	$50 \times 10^{-3}$
Effets physiologiques	Faibles	Désagréables	Douloureux	Fibrillation ventriculaire possible

2) La valeur de  $R_i$  de 1 000  $\Omega$  est choisie arbitrairement à des fins de calcul seulement pour cet exemple. A ne pas confondre avec la valeur de  $R_i$  correspondant à un pourcentage de probabilité de 5 % indiquée dans l'Article 4 de la CEI 60479-1.

**Exemple 2**

Effets de décharges de condensateur sur le corps humain:

Condensateur  $C$  de 20  $\mu\text{F}$ , tensions de charge 10 V, 100 V, 1 000 V et 10 000 V.

Trajet du courant: main-tronc, résistance initiale du corps  $R_i$  à 500  $\Omega$ .<sup>3)</sup>

Constante de temps  $T = 10$  ms, soit une durée de choc  $t_i = 3T = 30$  ms.<sup>4)</sup>

Energie spécifique de fibrillation  $F_e = I_{\text{Ceff}}^2 t_i \approx \frac{W_C}{R_i}$

Effets de chocs:

Tension de charge $U_c$ V	10	100	1 000	10 000
Courant de décharge Valeur crête $I_{C(p)}$ (A)	0,02	0,2	2	20
Courant de décharge valeur efficace (A) $I_{\text{Ceff}} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$	0,008	0,08	0,8	8
Charge spécifique $F_q$ (As)	$0,2 \times 10^{-3}$	$210^{-3}$	$20 \times 10^{-3}$	$200 \times 10^{-3}$
Energie de décharge $W_c$ (Ws)	$10^{-3}$	0,1	10	1 000
Energie spécifique de fibrillation $F_e$ ( $R_i = 500 \Omega$ ) ( $\text{A}^2\text{s}$ )	-	-	-	-
Effets physiologiques	Faibles	Douloureux	Dangereux, mais fibrillation ventriculaire improbable	Dangereux, et fibrillation ventriculaire possible

3) La valeur de  $R_i$  de 500  $\Omega$  est choisie arbitrairement à des fins de calcul seulement pour cet exemple. A ne pas confondre avec la valeur de  $R_i$  correspondant à un pourcentage de probabilité de 5 % indiquée dans l'Article 4 de la CEI 60479.

4) Comme la durée de choc  $t_i$  est supérieure à 10 ms, les seuils de fibrillation sont à reprendre de la Figure 20 de la CEI 60479-1.



## Bibliographie

- [1] DALZIEL, C.F. and MANSFIELD, T.H. *Effect of frequency on perception currents.* Electrical Engineering, 69:794-800 (Sept. 1950), AIEE Transactions, 69: pp. 1162-1168 (1950).
- [2] DALZIEL, C.F., ODGEN, E. and ABBOTT, C.E. *Effect of frequency on let-go currents.* AIEE Transactions (Electrical Engineering), 62: pp. 745-750 (Dec.1943).
- [3] GEDDES, L.A., BAKER, L.E., CABLER, P. and BRITTAIN, *Response to passage of sinusoidal current through the body.* Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Vol. 5 (1971), No. 1, pp. 13-18.
- [4] WEIRICH, J., ST. HOHNLOSER and ANTONI; H. *Factors determining the susceptibility of the isolated guinea pig heart to ventricular fibrillation induced by sinusoidal alternating current at frequencies from 1 to 1 000 Hz.* Basic Res. Cardiol. Vol. 78, No. 6 (1983), pp. 604-616.
- [5] KNICKERBOCKER, G.G. *Fibrillating Parameters of direct and alternating (20 Hz) currents separately and in combination.* Conference Paper IEEE, No. C 72-247-0 (1972).
- [6] JACOBSEN, J., BUNTENKÖTTER, S. und REINHARD, H.J. *Experimentelle Untersuchungen an Schweinen zur Frage der Mortalität durch sinusförmige, phasenangeschnittene sowie gleichgerichtete elektrische Ströme.* Biomedizinische Technik, Vol. 20 (1975), No. 3, p. 99.
- [7] REINHOLD, K. *Die Gefährdung durch schwingungspaketartig gesteuerte elektrische Ströme.* Institut zur Erforschung elektrischer Unfälle, Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik, Köln, Medizinisch-Technischer Bericht 1976.
- [8] BIEGELMEIER, G., HOMBERGER, E. *Über die Wirkungen von unipolaren Impulsströmen auf den menschlichen Körper.* Bull. ASE/UCS 73 (1982) 18, S. 958-967.  
  
*The effect of unipolar current pulses on the human body.* Johns Hopkins University, Applied Physics Laboratory, Laurel, Maryland 20707, 1983.  
  
*Effets des courants d'impulsions unipolaires sur le corps humain.* Bull. ASE/UCS Vol. 74 (1983), n° 22, p. 1298.
- [9] STAUSS, O. *Die Wirkungen von Kondensatorentladungen auf den menschlichen Körper.* Elektrizitätswirtschaft (1934), H.23, S. 508.
- [10] KOUWENHOVEN, W.B. *Effects of capacitor discharges on the heart.* Amer. Inst. Electr. Eng., No. 56-6 (1956).
- [11] PELESKA, B. *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.
- [12] PELESKA, B. *Cardiac arrhythmias following condenser discharges led through an inductance.* Circulation research, Vol. XVI, January 1965, p. 11-18.
- [13] DALZIEL, C.F. *A study of the hazards of impulse currents.* AIEE-Transactions, Part III, Power Apparatus and Systems, Vol. 72, 1953, p. 1032-1043.

- [14] GREEN, H.L., ROSS, J. and KURN, P. *Danger levels of short electrical shocks from 50 Hz supply*. International conference Divetech. 1981, London.
- [15] KOUWENHOVEN, W.B., KNICKERBOCKER, G.G., CHESNUT, R.W., MILNOR, W.R. and SASS, D.J. *A-C shocks on varying parameters affecting the heart*. Trans. Amer. Inst. Electr. Eng., Part I Bd. 78 (1959), S. 163-169.
- [16] BRIDGES, FORD, SHERMAN and VAINBERG, *Electric shock safety criteria*, p138, HART, *A five part resistor-capacitor network for measurement of voltage and current levels related to electric shock and burns*, 1985 Pergamon press Inc, Elmsford, NY, USA
- [17] DALZIEL, C.F., *Effect of Wave Form on Let-Go Currents*, 1943, AIEE Trans. 62: 739-744
- [18] KOUWENHOVEN, W.B., HOOKER, D.R. and LOTZ, E.L. *Electric Shock Effects of Frequency*, AIEE Trans. 55, pp. 384-386, 1936
- [19] WEIRICH, J., HAVERKAMPF, K. and ANTONI, H.: *Ventricular Fibrillation of the Heart Induced by Electric Current*, Revue Generale de l'Electricite, No. 11, 1985
- [20] WEIRICH, J. and ANTONI, H. *Vulnerability of the Heart to Ventricular Fibrillation: Basic Mechanisms, Regulation of the Heart Function*, Heinz Rupp, ed., Thieme, New York, 1986
- [21] SMOOT, A. W., STEVENSON, J., BENTEL, C.A., SKUGGEVIG, W. and ROSEN, H.: *Development of Test Equipment and Methods for Measuring Potentially Lethal and Otherwise Damaging Current Levels*, prepared for the U. S. Consumer Product Safety Commission by Underwriters Laboratories Inc., May 1981 (revised October 1982), Appendix B, pp. B-34 – B-38
- [22] GEDDES, L. A., *Handbook of Electrical Hazards and Accidents*, CRC Press, 1995, pp. 165 – 183
- [23] SANCES, *Electrical Shock Safety Criteria*, Panel Meeting on Body Impedance, Proceedings of the First International Symposium on Electrical Shock Safety Criteria, Eds. J. E. Bridges, G. L. Ford, I. A. Sherman, and M. Vainberg, Pergamon Press, 1985, pp. 228 – 232
- [24] Unpublished work by Underwriters Laboratories Inc., Melville, New York
- [25] SMOOT, A.W. and BENTEL, C.A., Underwriters Laboratories Inc., *Electric Shock Hazard of Underwater Swimming Pool Lighting Fixtures*, IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems, Vol. 83, No. 9, pp.945-964, September 1964
- [26] SMOOT, A.W. and BENTEL, C.A. *Development of a Shock Hazard Test Procedure for Underwater Swimming Pool Lighting Fixtures*, Bulletin of Research No. 60, Underwriters Laboratories Inc., November 30, 1971
- [27] CEI 60050-551:1998, *Vocabulaire Electrotechnique International (VEI) – Partie 551: Electronique de puissance*
- [28] CEI 60050-801:1994, *Vocabulaire Electrotechnique International (VEI) – Partie 801 : Acoustique et électroacoustique*



ISBN 2-8318-9097-7



9 782831 890975

---

**ICS 13.200; 29.020**

---

Typeset and printed by the IEC Central Office  
GENEVA, SWITZERLAND

[www.renews.pro](http://www.renews.pro)