

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21)	Anmeldenummer:	A 131/2020	(51)	Int. Cl.:	A61B 5/24	(2021.01)
(22)	Anmeldetag:	12.06.2020			G01R 29/08	(2006.01)
(43)	Veröffentlicht am:	15.12.2021			A61B 18/00	(2006.01)

(56) Entgegenhaltungen:
DE 102015011213 A1
US 2012035856 A1
US 2010191095 A1

(71) Patentanmelder:
Matissek Michael MSc
1120 Wien (AT)
Hauschild Peter R. MMag. Dr.
2345 Brunn am Gebirge (AT)

(72) Erfinder:
Matissek Michael MSc
1120 Wien (AT)
Hauschild Peter R. MMag. Dr.
2345 Brunn am Gebirge (AT)
Maschek Hubertus
86825 Bad Wörishofen (DE)

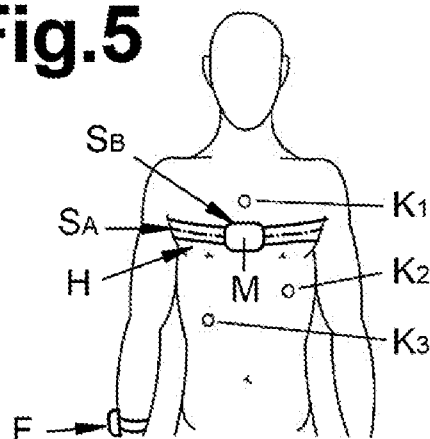
(74) Vertreter:
Bammer Armin Dr.
1030 Wien (AT)

(54) **Umwelt-/Gesundheitsmonitoringsystem zur Erfassung von elektromagnetischen Feldern und der Beeinflussung vegetativer Regulationsmechanismen des menschlichen Organismus**

(57) Verfahren zur Erfassung von auf ein Testsubjekt einwirkenden Immissionen elektrischer, magnetischer oder elektromagnetischer Felder (EMF), vorzugsweise zur Evaluierung des Einflusses von EMF auf neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) des Herz-/Kreislaufsystems oder des autonomen Nervensystems des Testsubjekts, wobei mittels einer elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) zum Erfassen von EPM-Messsignalen wie insbesondere von EKG- oder EEG- Signalen, EMF-induzierte, i.e. von externen, nicht-physiologischen EMF-Emittenten ausgehende EMF-Felder in zeitlich indexierter Folge erfasst werden, wobei von einer mit der Messeinrichtung (M) verbundenen EMF-Sensoreinrichtung (SA) empfangene EMF-Immissions-Messsignale (EMF- ME) mittels einer signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung (X) in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) umgesetzt und als EPM-kompatibler Informationsdatensatz (EPM-ID) an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) oder an eine mit dieser in Datenverbindung stehende

Auswerteeinrichtung (A) weitergeleitet werden. Auch komplexe hochfrequente EMF-Immissionen mit wechselnden Modulationsformen, Leistungsflussdichten und Frequenzbändern können durch ein erfindungsgemäßes Verfahren so aufbereitet werden, dass potenzielle Wirkungen im elektrophysiologischen Funktionsbereich des Körpers bzw. in einer diesen abbildenden Auswerteeinrichtung sichtbar werden.

Fig.5



ZUSAMMENFASSUNG

Verfahren zur Erfassung von auf ein Testsubjekt einwirkenden Immissionen elektrischer, magnetischer oder elektromagnetischer Felder (EMF), vorzugsweise zur Evaluierung des Einflusses von EMF auf neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) des Herz-/Kreislaufsystems oder des autonomen Nervensystems des Testsubjekts, wobei mittels einer elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) zum Erfassen von EPM-Messsignalen wie insbesondere von EKG- oder EEG-Signalen, EMF-induzierte, i.e. von externen, nicht-physiologischen EMF-Emittenten ausgehende EMF-Felder in zeitlich indexierter Folge erfasst werden, wobei von einer mit der Messeinrichtung (M) verbundenen EMF-Sensoreinrichtung (S_A) empfangene EMF-Immissions-Messsignale (EMF-ME) mittels einer signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung (X) in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) umgesetzt und als EPM-kompatibler Informationsdatensatz (EPM-ID) an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) oder an eine mit dieser in Datenverbindung stehende Auswerteeinrichtung (A) weitergeleitet werden. Auch komplexe hochfrequente EMF-Immissionen mit wechselnden Modulationsformen, Leistungsflussdichten und Frequenzbändern können durch ein erfindungsgemäßes Verfahren so aufbereitet werden, dass potenzielle Wirkungen im elektrophysiologischen Funktionsbereich des Körpers bzw. in einer diesen abbildenden Auswerteeinrichtung sichtbar werden.

Fig.5

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur Erfassung von auf ein bewegliches oder stationäres Testsubjekt oder einen Aufenthaltsort einwirkenden Immissionen elektrischer und/oder magnetischer und/oder elektromagnetischer Felder (EMF), vorzugsweise zur Evaluierung des Einflusses von EMF auf neurophysiologische Funktionsparameter des Herz-/Kreislaufsystems oder des autonomen Nervensystems des Testsubjekts gemäß Anspruch 1 sowie auf eine korrespondierende Anordnung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens gemäß Anspruch 43 und eine Verwendung von Elektrokardiogramm (EKG) Mess- oder Auswerteeinrichtungen sowie einer EKG-Datenlogging- und/oder EKG-Verlaufs-Darstellungssapplikation und/oder EKG-Signalanalyse-Applikation zur Erfassung von EMF-Verläufen und zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Analyseverfahrens.

Drahtlose Informationstechnologien unter Nutzung technisch erzeugter elektromagnetischer Felder fanden in den letzten Jahren umfassende Verbreitung. Von Hochfrequenz-Quellen emittierte elektromagnetische Felder (EMF) dienen hierbei als Trägerwellen, auf welche jeweilige Informationssignale aufmoduliert sind. Neben bisherigen Übertragungsstandards wie IEE 802.11 und 2G-4G stehen heute die neuen Mobilfunkstandards 5G und 6G im Fokus der Betrachtung, insbesondere in Hinblick auf mögliche humanbiologische Auswirkungen.

Trifft eine elektromagnetische Welle auf einen absorbierenden Körper, dann wird die in jener enthaltene Energie in einen anderen Zustand bzw. in Wärme umgewandelt. Dieses thermische Wirkungsprinzip liegt auch den von der International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP 1998) festgelegten Grenzwerten zum Schutz der Allgemeinbevölkerung vor EMF-Exposition zugrunde. Deren Empfehlungen wurden von der EU (Ratsempfehlung 1999) und der ÖVE/ÖNORM E 8850 übernommen. Zusätzlich zu vorgenannten thermischen Wirkungen konnten in einer Vielzahl an wissenschaftlichen Studien auch athermische Wirkungen von EMF nachgewiesen werden, welche mit adversen gesundheitlichen Effekten korrelieren. Trotz empirischer Evidenz der athermischen EMF-Wirkungen ist deren Wirkungsprinzip in Bezug auf den biologischen Organismus noch nicht abschließend geklärt. Als plausibler Wirkmechanismus auf intra- und interzellulärer Ebene wird etwa die Bildung freier Radikale bzw. oxidativer und nitrosativer Stress diskutiert (Friedmann et al. 2007, Simko 2007, Pall 2007, Bedard und Krause 2007, Pacher et al. 2007, Desai et al. 2009).

Aufgrund des Bestehens derartiger biologischer Effekte hat die Internationale Krebsforschungs-Agentur IARC der WHO Mobilfunkstrahlung schon bisher in die Kategorie 2B ("möglicherweise krebserregend") eingestuft. Jüngste Studien wie die des National Toxicology Program des National Institute of Environmental Health Sciences / NIEHS der Regierung der USA (vgl. dazu die Zusammenschau mit anderen epidemiologischen und medizinischen-biologischen Studien von Hardell et al. 2018) haben den Verdacht EMF-bedingter Schadwirkungen erhärtet und sorgen für Kontroversen. EMF-bedingte Beschwerdebilder werden in einigen Ländern wie Großbritannien und Schweden unter der Bezeichnung Electrohypersensitivity (EHS) als körperliche Einschränkung anerkannt, einhergehend mit gesetzlich verankerten Rechten von EHS-betroffenen ArbeitnehmerInnen zur Expositionsminimierung. Mittlerweile existieren in Europa auch höchstgerichtliche Urteile, in welchen mobilfunkbedingte Krankheitsfälle als erwiesen angesehen werden. Unklar bleibt jedoch, unter welchen Voraussetzungen bzw. bei welchen spezifischen EMF-Immissions-Charakteristiken (Signalform, Leistungsflussdichte, Frequenz, Expositionszeit) gesundheitliche Beeinträchtigungen auftreten. Bisherige Fallstudien legen nahe, dass entsprechende Wirkschwellen individuell verschieden sind.

Erschwerend kommt hinzu, dass zur Bewertung neuer Mobilfunkstandards wie insbesondere 5G aufgrund ihrer komplexen neuartigen Signalcharakteristik mit in hoher Frequenz wechselnden Modulationsformen, Leistungsflussdichten und Frequenzbändern bisherige Mobilfunk-Studienergebnisse bzw. damit einhergehende Grenz- und Empfehlungswerte nur noch bedingt anwendbar sind. Insbesonde-

re erscheint ein bloßes Abstellen auf maximal erreichte Energiedichte bzw. Leistungsflussdichte als nicht mehr hinreichend, zumal auf einer solchen Betrachtung gewonnene Erkenntnisse auf alte Mobilfunkgenerationen 2G-3G bezogen waren bzw. aus einer mehrere Jahrzehnte zurückliegenden Zeit vor der Millenniumswende stammen, als aktuell geplante Signalformen und Frequenzbänder wie bei 5G und 6G in der zivilen Anwendung noch nicht verbreitet waren.

In einer jüngsten Stellungnahme des Wissenschaftlichen Dienstes des Europäischen Parlaments aus März 2020 ("Briefing. Effects of 5G wireless communication on human health") wird dringender Bedarf für eine weitere Evaluierung gepulster Hochfrequenzstrahlung wie insbesondere von 5G konstatiert. Aus dem EU-Briefing: „Die derzeitigen Vorsorgebestimmungen der EU über die Exposition gegenüber drahtlosen Signalen, die Empfehlung des Rates zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz bis 300 GHz), ist nun 20 Jahre alt und berücksichtigt daher nicht die spezifischen technischen Merkmale von 5G. (...) Studien zeigen, dass gepulste EMF in den meisten Fällen biologisch aktiver und daher gefährlicher sind als nicht gepulste EMF. (...) Folglich kann 5G zwar leistungsmäßig schwach sein, aber seine dauerhaft künstliche Impulsstrahlung kann Wirkung zeigen. Zusammen mit der Art und Dauer der Exposition scheinen Eigenschaften des 5G-Signals wie das Pulsieren die biologischen und gesundheitlichen Auswirkungen der Exposition zu verstärken, einschließlich der DNA-Schäden, die als Ursache für Krebs angesehen werden. DNA-Schäden werden auch mit dem Rückgang der Fortpflanzungsfähigkeit und neurodegenerativen Krankheiten in Verbindung gebracht. (...) Die jüngste wissenschaftliche Literatur zeigt, dass kontinuierliche drahtlose Strahlung biologische Auswirkungen zu haben scheint, insbesondere wenn man die besonderen Eigenschaften von 5G berücksichtigt: die Kombination von Millimeterwellen, eine höhere Frequenz, die Anzahl der Sender und die Anzahl der Verbindungen. Verschiedene Studien deuten darauf hin, dass 5G die Gesundheit von Menschen, Pflanzen, Tieren, Insekten und Mikroben beeinträchtigen könnte - und da 5G eine noch nicht getestete Technologie ist, wäre ein vorsichtiger Ansatz angebracht.“

Auch in einem aktuellen Whitepaper zum bereits in Planung befindlichen neuen Mobilfunkstandard 6G (<http://jultika.oulu.fi/files/isbn9789526223544.pdf>) ist die Notwendigkeit einer Evaluierung gesundheitlicher Auswirkungen dieser neuartigen Frequenzbänder und Modulationstechniken festgehalten.

Die Feststellung EMF-bedingter Beschwerdebilder gestaltete sich in der Praxis bisher als schwierig und stellte Umweltmediziner vor umfangreiche differentialdiagnostische Anforderungen, wie sie etwa in der „Leitlinie zur Abklärung und Therapie EMF-bezogener Beschwerden und Krankheiten“ der Österreichischen Ärztekammer vom 3. März 2012 dargelegt sind. Während einzelne Menschen aufgrund ihrer individuellen Regulationsfähigkeit keine unmittelbaren Beschwerdesymptome zeigen, so reagieren andere bereits bei verhältnismäßig geringer EMF-Exposition in signifikanter Weise. Bei Vorliegen einer EMF-Sensitivität ist jedenfalls eine Expositionsminderung indiziert. Unternehmen, die EMF-Vorsorgeprogramme durchführen wie etwa der BMW-Konzern oder die Allianz-Versicherung, dokumentieren eine geringere Anzahl an Krankenständen und eine größere Arbeitszufriedenheit ihrer Mitarbeiter. Um entsprechende Maßnahmen zur persönlichen, betrieblichen oder öffentlichen Gesundheitsvorsorge zu treffen, bedarf es jedoch valider Werkzeuge zur Bewertung von EMF-Immissionen.

Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, derartige Werkzeuge bzw. Analyseverfahren und Messsysteme bereitzustellen. Insbesondere ist es das Ziel der vorliegenden Erfindung, die Indikation einer EMF-Expositionsreduktion individuell festzustellen, indem humanbiologisch relevante Interaktionen von EMF mit dem menschlichen Organismus auf schnelle und aussagekräftige Weise nachgewiesen werden können. Der Zusammenhang von spezifischen EMF-Immissionsverläufen mit vegetativen Regulationsstörungen soll in evidenter Weise detektiert werden. Kostenaufwändige differentialdiagnostische Maßnahmen und Laboranalysen zur Ermittlung einer EMF-Sensibilität sollen reduziert oder entbehrlich gemacht werden. Eine entsprechende Austestung und Messanordnung soll insbesondere auch von ungeschulten Personen ortsunabhängig und in unkomplizierter, kosteneffizienter Weise durchführbar sein.

Die vorgenannten Aufgaben werden durch ein Verfahren mit den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst. Unteransprüche beschreiben vorteilhafte Weiterbildungen und Anwendungen der Erfindung. Weitere Hauptansprüche richten sich auf korrespondierende Anordnungen zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

Da im vorliegenden Verfahren stets eine auf ein Testsubjekt bzw. dessen Standort bezogene, also immissionsseitige Betrachtung elektromagnetischer Felder erfolgt, werden diese im Folgenden als EMF-Immissionen bezeichnet. Da derartige Wirkgrößen stets von einer technischen Emissionsquelle ausgehen, könnte jedoch ebenso von EMF-Emissionen die Rede sein (welche sich jedoch mit zunehmender Entfernung zur Emissionsquelle verringern).

Anspruch 1 richtet sich auf ein Verfahren zur Erfassung von auf ein bewegliches oder stationäres Testsubjekt oder einen Aufenthaltsort (beim Aufenthaltsort kann es sich insbesondere um einen Wohn- oder Arbeitsraum handeln oder auch um einen sonstigen öffentlichen oder privaten Ort, an welchem ein Messen von EMF-Immissionen aus gesundheitspräventiven Gründen von Interesse ist) einwirkenden Immissionen elektrischer und/oder magnetischer und/oder elektromagnetischer Felder (EMF), vorzugsweise zur Evaluierung des Einflusses von EMF auf neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) des Herz-/Kreislaufsystems oder des autonomen Nervensystems des Testsubjekts. Hierbei stehen insbesondere hochfrequente elektromagnetische Felder bzw. Wellen wie Mobilfunkstrahlung (im Weiteren bezeichnet als Hochfrequenz-/HF-Immissionen) im Zentrum der Betrachtung. Das erfindungsgemäße Verfahren bzw. eine korrespondierende Mess- und Analyseeinrichtung kann jedoch auch zur Erfassung von niederfrequenten elektrischen oder magnetischen Wechselfeldern oder von elektrischen oder magnetischen Gleichfeldern herangezogen werden. Herz-/Kreislauffunktionen werden maßgeblich vom autonomen Nervensystem bestimmt, weshalb sich eine Änderung bzw. Beeinflussung von Regulationsmechanismen des autonomen Nervensystems auch in einer Änderung von Herz-/Kreislauffunktionen abbildet und vice versa. Im vorliegenden Zusammenhang betrachtete neurophysiologische Funktionsparameter des Testsubjekts können sich sowohl auf spezifische kardiologische Mess- oder Ableitungs-/Berechnungsgrößen beziehen als auch auf spezifische Mess- oder Ableitungs-/Berechnungsgrößen, welche die Funktion des autonomen Nervensystems abbilden wie insbesondere durch HRV (Herzratenvariabilitäts-)Analyse gewonnene neurophysiologische Funktionsparameter HRV-FP), wobei mittels einer elektrophysiologischen Messeinrichtung zum Erfassen von elektrophysiologischen Messsignalen (EPM) bzw. Biosignalen wie insbesondere von EKG- oder EEG-Signalen, EMF-induzierte, i.e. von externen, nicht-physiologischen (technischen) EMF-Emittenten bzw. -Quellen ausgehende EMF-Felder in chronologischer bzw. zeitlich indexierter Folge erfasst werden. Als EMF-Induktion wird im vorliegenden Zusammenhang jede messtechnisch hinsichtlich Feldstärke / Leistungsflussdichte, Frequenz, Wellenlänge oder Modulation erfassbare Einkoppelung von elektrischen, magnetischen oder elektromagnetischen EMF-Wirkgrößen in eine der Messeinrichtung zugeordnete Sensoreinrichtung bzw. Antennenanordnung verstanden. Die Speicherung entsprechender Messsignale kann dauerhaft oder auch temporär im Zuge einer Echtzeit-Analyse zur bloßen Erkennung algorithmisch definierter Verlaufs-Signifikanzen erfolgen, wobei eine unmittelbare oder zeitlich terminierte Löschung bislang erfasster Daten möglich ist. Erfindungsgemäß werden von einer mit der elektrophysiologischen Messeinrichtung über eine drahtgebundene oder drahtlose Datenschnittstelle verbundenen EMF-Sensoreinrichtung empfangene EMF-Immissions-Messsignale mittels einer signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung umgesetzt (hierbei erfolgt eine Modifikation bzw. Skalierung empfangener EMF-Immissions-Messsignale von mindestens einer charakteristischen EMF-Signalmessgröße, insbesondere von Amplitude / Pegel, Frequenz, Phase, Modulationsgrad oder Leistung / Leistungsflussdichte bzw. der über eine Zeitachse ermittelten Verläufe solcher Messgrößen und als EPM-kompatibler bzw. kalibrierter, d.h. nach den Analyse- und Softwarestandards zur Auswertung elektrophysiologischer Messsignale der elektrophysiologischen Messeinrichtung wie Insbesondere EKG einlesbarer und zur weiteren Analyse auswertbarer Informationsdatensatz (EPM-ID) an die elektrophysiologische Messeinrichtung oder an eine

mit dieser in Datenverbindung stehende prozessorgesteuerte Auswerteeinrichtung zur Auswertung elektrophysiologischer Messsignale weitergeleitet werden.

Die Datenkonvertierungseinrichtung kann hierbei an einer beliebigen Stelle des Übertragungsweges zwischen der Sensoreinrichtung und der elektrophysiologischen Messeinrichtung bzw. einer dieser zugeordneten Auswerteeinrichtung angeordnet sein. D.h. die Datenkonvertierungseinrichtung kann sowohl an die Sensoreinrichtung als auch an die elektrophysiologische Messeinrichtung angegliedert sein bzw. mit diesen Einrichtungen eine Funktionseinheit bilden als auch als selbständiges, vorzugsweise steckbares Modul ausgeführt sein, welches über dafür vorgesehene Schnittstellen bzw. Datenkanäle mit der Sensoreinrichtung und der elektrophysiologischen Messeinrichtung in Datenverbindung steht, wobei die Datenübertragung in jede Richtung sowohl drahtgebunden als auch drahtlos erfolgen kann.

Als Datenkonvertierungseinrichtung werden im vorliegenden Zusammenhang ein oder mehrere elektronische Einheiten verstanden, welche in der Antennen- bzw. Schaltungstechnik dazu herangezogen werden, um eingehende Signale in ein für eine Empfangseinrichtung mit spezifischen Hardware- oder Softwareanforderungen geeignetes SignalfORMAT zu konvertieren. Zu einer gegenständlichen Konvertierung von EMF-Immissions-Messsignalen in den Arbeits- bzw. Abtastbereich einer elektrophysiologischen Messeinrichtung wie vorzugsweise einer EKG- oder EEG-Einheit werden insbesondere Glieder zur Gleichrichtung, Filterung, Frequenzumsetzung, logarithmischen Skalierung, Downconverting, Demodulation und dgl. eingesetzt.)

Indem von EMF-Emittenten stammende Signale bzw. deren zeitlicher Verlauf in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung umgesetzt und damit von einer elektrophysiologischen Messeinrichtung bzw. einer mit dieser assoziierten Auswerteeinrichtung hinsichtlich mindestens einer signifikanten EMF-Messgröße wie insbesondere Pegel/Amplitude/Leistungsflussdichte und/oder Modulation/Pulsung und/oder Frequenz auswertbar gemacht werden, kann eine Korrelation von EMF-Immissionscharakteristiken zum elektrophysiologisch erfassten Geschehen im lebenden Organismus erfasst werden. EMF-Immissionen, insbesondere hochfrequente EMF-Immissionen können hierbei hinsichtlich charakteristischer Signalverläufe, insbesondere hinsichtlich signifikanter Pegeländerungen so aufbereitet werden, dass ihre Wirkung im elektrophysiologischen Funktionsbereich des Körpers bzw. in einer diesen abbildenden Auswerteeinrichtung sichtbar wird. Es wird somit gewissermaßen der Verlauf von EMF-Immissionen in den Frequenzbereich des lebenden Organismus und seiner regulatorischen Prozesse transferiert und deren Zusammenhang (Korrelation) erfassbar. Elektrophysiologische Messeinrichtungen wie insb. EKG oder EEG sind zur Detektion solcher humanbiologisch relevanter Frequenzbereiche optimiert. Indem elektrophysiologische Messeinrichtungen nun mit einem von der Konvertierungseinrichtung erzeugten, EPM-kompatiblen Informationsdatensatz beschickt werden, können von EMF-Feldern, insbesondere von hochfrequenten EMF-Feldern stammende Immissionen in direkten Bezug zu typischen elektrophysiologischen Expressionen des Körpers gesetzt werden, insbesondere zu Funktionen des Herz-/Kreislaufsystems oder des autonomen Nervensystems. EMF- und insbesondere hochfrequente HF-EMF-Felder bzw. Signalcharakteristiken werden hierbei in den niederfrequenten Schwingungsbereich transformiert und maßstäblich dargestellt. Hierbei kann z.B. hochfrequente HF-EMF-Strahlung mit Trägerwellen im MHz oder GHz-Frequenzspektrum (insb. im Bereich von 0,6 - 500 GHz) auf ein EPM-kompatibles niederfrequentes Signal herabskaliert werden, sodass es dann insbesondere von einer EKG-Messeinrichtung erfassbar ist, deren Abtastbereich zwischen 100 Hz und 10 kHz liegt. EMF-Signale werden hierbei unter Wahrung der Signalcharakteristik in den niederfrequenten Arbeits- bzw. Darstellungsbereich einer EPM-Mess- bzw. Auswerteeinrichtung gebracht.

Die Beeinflussung biologischer regulatorischer Prozesse durch hochfrequente EMF-Felder, welche in der wissenschaftlichen Literatur als sogenannte athermische Effekte dokumentiert sind, deren Wirkungsmechanismen aber bisher weitgehend ungeklärt blieben, kann durch das erfindungsgemäße Verfahren in einen kausalen, jeweiligen Signalformen zuordenbaren und objektiv nachvollziehbaren Zusammenhang gebracht werden. Durch eine zeitgleiche Erfassung und Analyse von elektrophysiologischen Messwerten

des Testsubjekts, insbesondere von darin ablesbaren individuell-konstitutionellen Bedingtheiten, ist weiterhin eine Ermittlung individueller Wirkschwellen (hinsichtlich Energiedichte und/oder Signalformen bzw. Modulationen und/oder Frequenzen und/oder Expositionsdauer) möglich, ab welchen vegetative Prozesse einer jeweiligen Person durch EMF-Immissionen beeinflusst bzw. in ihrer natürlichen Funktion gestört werden.

Insbesondere kann mit dem vorliegenden Verfahren der Forderung nach einer objektiv nachvollziehbaren Evaluierung der Mobilfunkgenerationen 5G und 6G Genüge getan werden. Mess- und Vergleichsverfahren gemäß dem Stand der Technik wären hierbei wenig aussagekräftig, da miteinander in Beziehung gesetzte technische und biologische Signal- bzw. Messgrößen keine Kompatibilität aufwiesen und daher mit ihrer zum Teil sehr komplexen Signalcharakteristik mehr oder weniger beziehungslos nebeneinander standen, wobei ungewiss war, welche allgemein betrachteten oder individuell auf ein Testsubjekt bezogenen Parameter für allfällige biologische Effekte ausschlaggebend waren und welche zu vernachlässigen sind. Auch beinhaltet eine mittels HF-Dosimeter über eine standardisierte Zeitdauer von z.B. 6 Minuten gemittelte Energieeinwirkung noch keine Aussage, ob hierbei am Testsubjekt auftretende Signalmuster spezifische biologische Reaktionen triggern. Hinsichtlich der Rezeptivität des autonomen Nervensystems ist es hierbei ebenso wie in der Akustik bekannt, dass bestimmte periodisch wiederkehrende Reize einen wesentlichen stimulierenden bzw. enervierenden Effekt haben können, obwohl sie in quantitativer bzw. summarischer Hinsicht vergleichsweise gering ausfallen (siehe sinnbildlichen Vergleich mit dem Geräusch eines tropfenden Wasserhahns). Es ist hierbei davon auszugehen, dass es weniger die Energiedichte, sondern vielmehr die spezifische Pulsstruktur bzw. Signalinformation ist, welche im Falle einer gehäuften Inzidenz entsprechende biologische Wirkungen hervorruft, dies auch in Abhängigkeit von individueller Konstitution und Regulationsfähigkeit des Testsubjekts, welche bei konventionellen Messanordnungen gemäß dem Stand der Technik bislang nicht valide miteinbezogen werden konnte. Indem die technischen (EMF-)Immissionsfelder erfindungsgemäß hinsichtlich ihrer Signalformen und Energiedichte in den Arbeitsbereich biologischer vegetativer Systeme herabtransformiert werden und solcherart auch von elektrophysiologischen Messeinrichtungen wie EKG-Systemen, welche zur Detektion und Analyse ebensolcher Biosignale entwickelt wurden, lesbar sowie in weiterer Folge mit zeitgleich erfassten Biosignalen bzw. davon abgeleiteten Rechengrößen vergleichbar sind, können EMF-induzierte biologische Effekte unmittelbar erkannt werden. Mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens und einer korrespondierenden Anordnung wird somit eine von wissenschaftlichen Instituten sowie staatlichen und überregionalen Behörden geforderte Evaluierung biologischer Effekte insbesondere der Mobilfunkgenerationen 5G und 6G auf valide und kostengünstige, somit auch für ausgedehnte Feldstudien geeignete Weise ermöglicht.

Eine Darstellung gegenständlicher Signalverläufe kann insbesondere in Form eines Oszillogramms erfolgen. Sämtliche erfindungsgemäß beschriebenen Verfahrensschritte können in automatisierter Weise durchgeführt werden. Wenn im vorliegenden Zusammenhang von Oszillogrammen, Graphen, Kurven, Abbildungen, Darstellungen, Zeitachsen, zeitlichen Verläufen, und dgl. die Rede ist (sowohl hinsichtlich von EMF- als auch EPM-Messsignalen), dann müssen diese nicht notwendigerweise in grafischer Form generiert, analysiert und verglichen werden, sondern es können erfindungsgemäße Verfahrensschritte diesbezüglich auch auf rein rechnerische bzw. alphanumerische Weise durchgeführt werden. Ein über eine Zeitachse verlaufendes EMF- oder EPM- Messsignal, kann daher neben einer grafischen Darstellung auch durch eine Serie an zeitlich indexierten Amplitudenwerten, durch Koordinaten, mathematische Funktionen, Steigungen sowie sonstige in der Mathematik zur Beschreibung von Kurvenverläufen gebräuchlichen Größen und Methoden erfasst und weiterverarbeitet werden.

Ein erfindungsgemäßes Verfahren dient primär der Testung von Menschen, kann jedoch auch bei Tieren, insbesondere bei Säugetieren zur Anwendung kommen. Denkbar wäre auch eine Applikation bei Pflanzen und Mikroorganismen. Im Rahmen eines Sensornetzes (EMF-NIS Monitoring – Nicht ionisierende Strahlung) können der kurz-, mittel und langfristige Einfluss von EMF-Immissionen auf Menschen, Tiere, Vegetation oder Mikroorganismen untersucht werden (auch in Kombination mit

weiteren Analyseverfahren und Sensoren für z.B. Pflanzenphysiologie, Atemgasanalysen oder für Mikroorganismen).

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es vorgesehen, dass mittels einer zusätzlich zur EMF-Sensoreinrichtung vorgesehenen elektrophysiologischen Sensoreinrichtung vom Körper eines Testsubjekts abgelesene elektrophysiologische Messsignale bzw. Biosignale, vorzugsweise EKG- oder EEG-Signale, in chronologischer bzw. zeitlich indexierter Folge erfasst und an eine elektrophysiologische Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung weitergeleitet werden, wobei in weiterer Folge die elektrophysiologischen Messsignale oder daraus abgeleitete neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) mit den im EPM-kompatiblen Informationsdatensatz enthaltenen bzw. skaliert abgebildeten / konvertierten EMF-Immissions-Messsignalen verglichen werden.

In bisherigen Versuchsanordnungen hat sich gezeigt, dass manche HF-Signalcharakteristiken bzw. EMF-Signifikanzen tendenziell dämpfend wirken bzw. den parasympathischen Strang des autonomen Nervensystems triggern, während andere HF-Signalcharakteristiken bzw. EMF-Signifikanzen tendenziell aktivierend wirken bzw. den sympathischen Strang des autonomen Nervensystems triggern. Derartige Aktivierungen und Hemmungen der vegetativen regulatorischen Prozesse können mit einem erfindungsgemäßen System auf nachvollziehbare Weise erfasst werden. Insbesondere kann auch die kurzfristige oder längerfristige summarische oder synergetische Auswirkung von EMF-Wirkgrößen auf den menschlichen Organismus bewertet werden. Das erfindungsgemäße Verfahren eröffnet somit vielfältige Anwendungen im Gebiet in der gesundheitlichen Vorsorge und des Regenerationsmanagements.

Die elektrophysiologischen Messsignale können hierbei von derselben elektrophysiologischen Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung eingelesen werden, von welcher auch die (im Informationsdatensatz enthaltenen, skalierten) EMF-Messsignale eingelesen werden oder von einer zweiten elektrophysiologischen Messeinrichtung, wobei in weiterer Folge die von den separaten Messvorrichtungen eingelesenen Messsignale in einer mit beiden Messvorrichtungen in Datenverbindung stehenden Auswerteeinrichtung miteinander verglichen werden.

Allgemeine Anmerkung (gilt auch für alle anderen vorangehend und nachfolgend beschriebenen Verfahrensvarianten): Eine Datenverbindung zwischen Sensoreinrichtungen bzw. einzelnen Sensorelementen, Datenkonvertierungseinrichtung, Messeinrichtungen und Auswerteeinrichtungen kann permanent bestehen oder auch nur zu bestimmten Zeiten hergestellt werden. Eine Datenübertragung zwischen den genannten Komponenten kann jeweils drahtgebunden über dafür vorgesehene Adapterbuchsen erfolgen oder auch über drahtlose Funktechnologien gemäß dem Stand der Technik, z.B. via Bluetooth-Standard oder andere Netzwerksysteme gemäß IEEE 802.15.

In einer bevorzugten Ausführung werden die über die elektrophysiologische und/oder die EMF-Sensoreinrichtung gewonnenen Messsignalen auf der mindestens einen zugeordneten Messeinrichtung bzw. auf einer mit dieser assoziierten, internen oder externen Speichereinrichtung gespeichert und lediglich zu vorbestimmten oder willkürlich gewählten Zeiten an die Messeinrichtung oder zugeordnete Auswerteeinrichtung übertragen. Ein solcher Datenübertragungsmodus ist insbesondere für Langzeitmessungen von 12 Stunden bis zu mehreren Tagen, während denen die mindestens eine Messeinrichtung am Körper des Testsubjekts getragen wird, ausreichend. Für spezielle medizinische und experimentelle Anwendungen kann eine Datenübertragung zwischen den vorgenannten Komponenten und gleichzeitige Analyse der ermittelten Daten auch in Echtzeit erfolgen. Ob ein oder mehrere elektrophysiologische Messeinrichtungen eingesetzt werden, hängt insbesondere von der Anzahl der am jeweiligen Messegerätetyp vorgesehenen Signaleingangsbuchsen ab. Sofern eine ausreichende Anzahl an Signaleingangsschnittstellen zum Anschluss von EMF- als auch EPM-Sensoren vorgesehen ist, wird die Verwendung einer einzigen Messeinrichtung bevorzugt.

Aber auch für den Fall, dass eine elektrophysiologische Messeinrichtung bauartbedingt lediglich einen

oder nur wenige Sensoreingänge aufweist (wobei ein Sensoreingang gegebenenfalls auch mehrere Daten- bzw. Sensorkanäle oder mehrstufige Buchsen aufweisen kann, z.B. werden zur Erfassung von Spannungsdifferenzen bei EKG-Messungen Eingangssignale von mindestens zwei EKG-Sensoren übermittelt), wäre es wie nachfolgend noch ausgeführt möglich, sowohl EPM- als auch EMF- bzw. EPM-ID-Messsignale über diesen gemeinsamen Sensoreingang an eine einzige elektrophysiologische Messeinrichtung zu übermitteln, indem die von der elektrophysiologischen Sensoreinrichtung gelieferten Messsignale und die von der EMF-Sensoreinrichtung bzw. der Datenkonvertierungseinrichtung gelieferten Messsignale bzw. Informationsdatensätze abwechselnd, d.h. in regelmäßigen oder unregelmäßigen zeitlichen Abständen intermittierend oder synchron übermittelt werden. Die Messsignale können hierbei durch spezifische Codierungen voneinander unterscheidbar gemacht werden. Eine solche Codierung könnte z.B. durch eine definierte Variation des Spannungsniveaus der EPM- und der EMF- bzw. EPM-ID-Messsignale erfolgen. Schaltungstechnisch könnte zu diesem Zweck mindestens ein Wandlerelement vorgesehen sein, mittels welchem nur Signale mit definierter Spannungshöhe abgegriffen werden.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsvariante ist die elektrophysiologische Messeinrichtung, in welche der Informationsdatensatz einlesbar ist, eine Elektrokardiogramm (EKG)-Messeinrichtung, wobei die Abtastrate der EKG-Messeinrichtung vorzugsweise mehr als 500 Hz, bevorzugt mehr als 1000 Hz, besonders bevorzugt zwischen 1000 und 8000 Hz oder mehr als 10000 Hz beträgt.

Gewöhnliche EKGs arbeiten in der Regel in einem Abtastbereich von ca. 500 Hz. In einer bevorzugten Ausführung wird eine EKG-Messeinrichtung mit im Vergleich dazu vielfacher Auflösung verwendet. Konkret wird bei der vorliegenden Erfindung ein EKG Sensor mit einer Abtastrate von 1000 - 5000 Hz eingesetzt. Auf diese Weise können Signalcharakteristiken von EMF- bzw. Hochfrequenzimmissionen in einer gegenüber gewöhnlichen EMF/HF-Messgeräten und auch teuren EMF/HF-Spektrumanalysatoren stark gesteigerten Detailgenauigkeit erfasst und als Kurvenverlauf visualisiert werden. Hingegen wird bei Hochfrequenzmessgeräten gemäß dem Stand der Technik die detektierte Leistungsflussdichte der Hochfrequenzstrahlung in der Regel nur wenige Male, z.B. 2 mal pro Sekunde als Mittelwerte einer Messreihe ausgegeben und auf einem Display angezeigt. Unter Einsatz einer erfindungsgemäßen Datenkonvertierungseinrichtung zur Signalskalierung der EMF-Messsignale in den Dynamikbereich einer EKG-Messeinrichtung kann eine erfasste EMF- bzw. Hochfrequenzimmission somit hinsichtlich ihrer Signalcharakteristik, insbesondere hinsichtlich ihrer Modulation und hinsichtlich auch kurzer Leistungsflussdichte-Spitzen bzw. Leistungsflussdichte-Schwankungen (auch im Millisekunden-Bereich mit schnell wechselnden Modulations-Hüllkurven in verschiedenen Frequenzbändern wie dies insbesondere bei hybriden Übertragungsstandards mit phasengesteuerter „Phased-Array“ Gruppen-Richtantennentechnik von neuen Mobilfunktechnologien wie 5G oder 6G der Fall ist) exakt erfasst werden. Von der signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung werden die HF-Messsignale in ein zeitlich indexiertes, EKG-konformes Datensignal umgewandelt und vorzugsweise in der Einheit [mV] dargestellt.

Die in der Regel in der Einheit Hertz (Hz) angegebene Abtastrate (Sampling-Rate) in den verwendeten Sensoren bzw. Systemen gibt darüber Auskunft, wie oft pro Zeiteinheit bzw. pro Sekunde ein Messsignal gespeichert wird. Beträgt die Abtastrate beispielsweise 500 Hz, dann wird 500 Mal pro Sekunde im zeitlichen Abstand von 2 Millisekunden ein Messwert als Grundlage zur Auswertung des Herzschlags aufgezeichnet. Die Abtastrate kann zwischen 100 und 1000 Hz liegen und beträgt vorzugsweise mehr als 500 Hz oder mehr als 700 Hz. Besonders bevorzugt wird für die vorliegende Anwendung eine Abtastrate von mehr als 1000 Hz oder mehr als 2000 Hz.

Alternativ dazu kann es sich bei der elektrophysiologischen Messeinrichtung, in welche der Informationsdatensatz einlesbar ist, auch um eine Elektroenzephalogramm (EEG)-Messeinrichtung oder eine Elektromyografie (EMG)- Messeinrichtung oder ein Biosignalfeedback-System handeln. Im Falle der Verwendung eines Biosignalfeedback-Systems können die mittels des vorliegenden Verfahrens generierten Daten auch genutzt werden, um über eine korrespondierende elektrophysiologische

Feedbackschleife in den Organismus des Testsubjekts geeignete elektrophysiologische Impulse bzw. Informationen zu induzieren. Der Anwendungsbereich von biosignalbasierten Verfahren wie Elektroakupunktur und dgl. kann auf diese Weise erweitert werden. Bei der elektrophysiologischen Messeinrichtung kann es sich des Weiteren um eine Messeinrichtung zur Erfassung elektrodermalen Aktivität (EDA) oder galvanischer Hautreaktion (GSR) oder eine Multi-Frequenz-Bioimpedanz-Messeinrichtung handeln.

Die Verarbeitung der EMF-Immissions-Messsignale bzw. des aus diesem generierten EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes wird bevorzugt mittels einer zur Auswertung von elektrophysiologischen Messsignalen auf Seiten der Messeinrichtung oder einer mit dieser assoziierten Auswerteeinrichtung vorgesehenen standardisierten EPM-Softwareapplikation, insbesondere einer EKG- oder EEG- oder EMG- Datenlogging- und/oder Verlaufs-Darstellungsapplikation durchgeführt. Als primäres und im Versuchsaufbau bereits erfolgreich getestetes Auswertesystem wird ein EKG-Auswertesystem bevorzugt. Gleichmaßen könnte der in die Messeinrichtung eingespielte Informationsdatensatz mittels elektrische Gehirnaktivitäten (EEG) oder sonstige elektrophysiologische Messgrößen wie z.B. die Muskelspannung (EMG) auswertender Datenlogging- und Verlaufs-Visualisierungsapplikationen analysiert werden.

Gemäß einer speziellen Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist der Informationsdatensatz in Form eines in der Herzratenvariabilitäts-(HRV) Analytik als „Spektrogramm“ oder „AutoChrones Bild“ darstellbaren HRV-/ANS (Autonomes Nervensystem)-Frequenz-Aktivitäts-(Multiebenen)Informationsdatensatzes (grafisch oder rechnerisch) darstellbar und weiterverarbeitbar. Analog dazu können auch EEG oder EMG-Analysedaten verarbeitet werden.

(Anmerkung: Die Bezeichnungen Spektrogramm und AutoChrones Bild® sind Synonyme, wobei es sich beim Wort „AutoChrones Bild“ um eine markenrechtlich geschützte, in der EKG-/HRV-Diagnostik jedoch einschlägig bekannte Bezeichnung für ein gegenständliches HRV-/ANS-Diagramm bzw. einen korrespondierenden FFT-/Fast Fourier Transformations-Informationsdatensatz handelt.) Durch seine unten noch ausgeführte Tiefeninformation bzw. Farbcodierung eignet sich das HRV-/ANS-Spektrogramm in besonderer Weise für eine Weiterverarbeitung bzw. Analyse von EMF-Immissionen, insbesondere hochfrequenter (HF) EMF-Immissionen, da zur Bewertung deren biologischer Wirksamkeit bevorzugt mehr als zwei bzw. mindestens drei wesentliche Parameter (Feldstärke, Modulationsform, Frequenz) herangezogen werden, deren zeitlicher Verlauf somit nicht mehr in einem gewöhnlichen zweidimensionalen Diagramm bzw. in einem Oszillogramm darstellbar ist. Das HRV-/ANS-Spektrogramm ermöglicht durch eine farblich oder rechnerisch codierbare Tiefeninformation gewissermaßen eine dritte Informationsebene, mit welcher der zeitliche Verlauf eines Parameters hinterlegt ist.

Die EMF-Sensoreinrichtung detektiert bevorzugt hochfrequente elektromagnetische Felder bzw. Strahlung, vorzugsweise in einem Frequenzbereich von bis zu 6 Gigahertz (GHz), besonders bevorzugt bis zu 300 Gigahertz (GHz) und/oder von 0,3 - 30 Terahertz (THz). Um derzeit gebräuchliche Funkstandards wie GSM, GPRS, HSCSD, EDGE (2G), UMTS, HSDPA (3G), LTE (4G), Pre-5G und 5G abzudecken, werden von der EMF-Sensoreinrichtung z.B. Frequenzbänder im Bereich von 700 MHz bis 6 GHz erfasst. Um insbesondere die sukzessive erweiterten Frequenzbänder des neuen Mobilfunkstandards 5G zu erfassen, kann das detektierbare Frequenzspektrum auf 20 GHz, 60 GHz oder auch auf mehrere hundert Gigahertz [GHz], z.B. bis 300 GHz erweitert werden. Insbesondere werden die 5G-Frequenzspektren FR1 mit 600 MHz - 6 GHz und FR2 mit mehr als 24 GHz erfasst. Indem von 0,3 - 30 THz. Die Wellenlängen von 5G-Strahlung liegen im ein- bis zweistelligen Millimeter- oder Zentimeterbereich. Die Wellenlängen von 6G-Strahlung sind noch kürzer und liegen im Mikrometer (μm)-Bereich, z.B. 10-1000 μm , wobei sowohl das 5G- als auch das 6G-System zusätzlich auch Frequenzbänder bzw. Wellenlängen im Arbeitsbereich von 2G-4G nutzen können.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens wird von der Datenkonvertierungseinrichtung als Informationsdatensatz ein synergistisches Ausgabesignal bzw. ein Verlauf erzeugt, in welchem sowohl die Leistungsflussdichte (Feldstärke) als auch die Pulsform

(Modulationen) der hochfrequenten elektromagnetischen Strahlung abgebildet sind und gemeinsam in Form einer über einen Zeitverlauf erfassten bzw. über einer Zeitachse verlaufenden Amplitudenhöhe zum Ausdruck kommen.

Das synergistische Ausgabesignal bzw. ein entsprechender Verlauf könnte auch als kombiniert oder kumuliert bezeichnet werden, da hierbei zu jeweiligen Zeitpunkten bzw. Zeitabschnitten detektierte Leistungsflussdichte- und Modulations-Informationen miteinander verschmolzen und solcherart ein für die einwirkenden Hochfrequenz-Immissionen charakteristischer Verlauf generiert wird. Dieser über eine Zeitachse (grafisch als Kurvenverlauf/Oszillogramm oder auch rechnerisch/mathematisch) abbildbare synergistische Verlauf von Leistungsflussdichte und Pulsform eignet sich in besonderer Weise zur Beurteilung biologischer Wirksamkeit hierbei ersichtlicher Amplitudenänderungen bzw. Strahlungscharakteristiken. In der umweltmedizinischen Forschung hat sich gezeigt, dass biologische Wirkungen von EMF bzw. HF-EMF-Strahlung zumeist eher gering sind, wenn deren Wellenform sinusförmig oder die leistungsbezogene Strahlungscharakteristik annähernd konstant ist, während bei signifikanten Wechseln dieser Wirkgrößen tendenziell mehr biologische Wirkungen zu verzeichnen sind. Insbesondere treten biologische Wirkungen mit der Steilheit des Anstiegs von Wellenformen sowie bei rasch aufeinanderfolgenden, abrupten Wechseln von Leistungsflussdichte oder Pulsung (niederfrequenter Modulation der hochfrequenten Trägerwelle) auf. Insbesondere bei einem Multifrequenzband-System wie 5G mit komplexer Modulation und Leistungsregelung erscheint eine bloße Beurteilung von Strahlungsintensitäten und Frequenzen nicht mehr als hinreichend, um allfällige biologische Effekte zu bewerten. Mit dem vorliegenden erfindungsgemäßen Verfahren, insbesondere unter Heranziehung der vorbezeichneten sowie der nachfolgenden Verfahrens- und Signalaufbereitungsmaßnahmen wird nun eine solche Möglichkeit bereitgestellt.

Anmerkung: In der EKG-Analyse der klassischen Kardiologie gilt das Augenmerk einer Detektion des als QRS-Komplexes bezeichneten Ausschlages einer über eine Zeitachse verlaufenden EKG-Linie, hierbei insbesondere der Detektion der R-Zacke als markantestem positiven Ausschlag des QRS-Komplexes sowie in weiterer Folge des zeitlichen Abstands zwischen aufeinanderfolgenden R-Zacken zwecks Bestimmung der Herzfrequenz sowie weiterer abgeleiteter Parameter, Rhythmusstörungen etc. Die üblicherweise in der Einheit [mV] gemessene Spannung bzw. Amplitude des über die Zeitachse verlaufenden EKG-Signals war für den Kardiologen bisher nicht bzw. von untergeordneter Bedeutung, zumal die Höhe der erfassten Messsignal-Spannung unter anderem wesentlich von der Körpermasse des Testsubjekts abhängig ist und wenig mit der eigentlichen Schlagstärke des Herzens zu tun hat. Im Zuge des vorliegenden erfindungsgemäßen Verfahrens zur Darstellung von (nicht-physiologischen, technischen) EMF-Immissionen, insbesondere hochfrequenten EMF-Feldern, wird diese üblicherweise in y-Richtung bzw. in Richtung der Ordinate eines zweidimensionalen Koordinatensystems verlaufende Spannung bzw. Amplitude jedoch als aussagekräftiger Parameter genutzt, anhand welchem die Höhe der Leistungsflussdichte und/oder die Form der Pulsung bzw. Modulation der HF-EMF-Strahlung abgelesen werden kann.

Gemäß einer weiteren Ausführungsvariante des Verfahrens wird die Energiedichte der elektrischen/magnetischen/elektromagnetischen Felder, im Falle hochfrequenter Strahlung eine vorzugsweise in der Einheit Leistung pro Fläche wie z.B. mW/m^2 oder $\mu\text{W}/\text{m}^2$ ermittelte Leistungsflussdichte, von der Datenkonvertierungseinrichtung in Form einer von der elektrophysiologischen Messvorrichtung bzw. einer zugeordneten Auswerteeinrichtung erfassbaren, vorzugsweise in der Einheit Volt bzw. [mV] – so wie insbesondere bei EKG-Monitoren als Anzeige-/Verarbeitungsstandard vorgesehen – gemessenen Spannungshöhe an die Messvorrichtung bzw. die Auswerteeinrichtung ausgegeben, wobei die Spannungshöhe bzw. die ausgegebene Signalstärke proportional zu der von der EMF-Sensoreinrichtung detektierten (HF-)EMF-Energiedichte ist. Anstelle der Einheit [Leistung/Fläche] kann die EMF-Energiedichte bzw. die Leistungsflussdichte hochfrequenter Immissionen auch in alternativen Einheiten angegeben sein, welche in den meisten Fällen durch einfache mathematische Operationen ineinander umrechenbar sind, so z.B. in V/m , A/m oder in logarithmischen (dB) Einheiten. Die gegenständliche

Proportionalität der Ausgangs-Signalstärke zur detektierten EMF-Energiedichte muss nicht linear sein, sondern kann auch nach definierten Kriterien gewichtet und z.B. logarithmisch gestaffelt sein.

Im von der EMF-Sensoreinrichtung erfassten EMF-Verlauf, insbesondere im Verlauf der Leistungsflussdichte und/oder der Modulation von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern wird das Auftreten signifikanter Pegeländerungen, insbesondere Richtungswechsel gegenüber zeitlich unmittelbar vorangehenden Verlaufsabschnitten detektiert und werden solche Änderungen des Verlaufs im von der Datenkonvertierungseinrichtung an die elektrophysiologische Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung ausgegebenen Informationsdatensatz als potentiell bioaktive EMF-Signifikanz indiziert bzw. darstellbar gemacht, d.h. in eine EPM-lesbare Information konvertiert. Eine Indikation potentiell bioaktiver EMF-Signifikanzen bedeutet im vorliegenden Zusammenhang auf Seiten der Datenkonvertierungseinrichtung nicht notwendigerweise bereits eine definitive Bewertung als bioaktive EMF-Signifikanz, wie diese erst in weiterer Folge nach Auswertung des EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes auf Seiten der elektrophysiologischen Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung durchgeführt wird. Eine Indikation im vorliegenden Zusammenhang soll zunächst lediglich die von der EMF-Sensoreinrichtung erhaltenen Signale so aufbereiten, dass potentiell bioaktive Verlaufscharakteristiken im von der Datenkonvertierungseinrichtung bereitgestellten, EPM-kompatiblen (eine weitaus niedrigere Darstellungs-/Abtastfrequenz als eine hochfrequente EMF-Immission aufweisenden) Informationsdatensatz nicht untergehen, sondern für eine Weiterverarbeitung kenntlich sind. Gegenständliche Pegeländerungen oder Richtungswechsel sollen hierbei im zeitlichen EMF-Verlauf darstellbar bzw. rechnerisch erfassbar sein, müssen jedoch nicht notwendigerweise bereits als spezielle Ereignisse indexiert sein. Als Kriterien zur (provisorischen) Bewertung einer signifikanten Verlaufsänderung als potentiell bioaktive EMF-Signifikanz auf Seiten der Datenkonvertierungseinrichtung können auch in weiteren Unteransprüchen 20-23 angeführte Kriterien herangezogen werden, welche für eine Analyse auf Seiten der elektrophysiologischen Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung verwendet werden.

Hierbei kann es vorgesehen sein, dass die Pegeländerungen oder Richtungswechsel des EMF-Verlaufs erfasst werden, indem innerhalb definierter Zeitabschnitte (T_{1-n}) jeweils eine Differenz (Δ) zwischen zeitlich aufeinanderfolgenden EMF-Amplitudenwerten, vorzugsweise zwischen aufeinanderfolgenden, temporären Maxima und Minima (betrachtet jeweils zum Zeitpunkt eines Richtungswechsels) des EMF-Verlaufs ermittelt wird und ein jeweiliges Ereignis oder EMF-Verlaufsabschnitt ab Vorliegen eines definierten Differenzwertes - welcher sowohl ein positiver als auch ein negativer Wert sein kann und vorzugsweise jeweils als Absolutwert weiterverarbeitet wird - als potentiell bioaktive EMF-Signifikanz indiziert bzw. in eine EPM-lesbare Information konvertiert wird.

Auf diese Weise werden innerhalb eines komplexen und vielschichtigen EMF-Immissionsfeldes für den menschlichen Organismus reiz-/wirksamkeitsrelevante Triggerereignisse erfasst und mittels eines EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes zur weiteren Auswertung, insbesondere in Hinblick auf eine mögliche Korrelation mit zeitgleich auftretenden neurophysiologischen Effekten bereitgestellt.

Im Sinne einer differenzbasierten Weiterverarbeitung der EMF- oder EPM-Signaldaten können den EMF- oder EPM-Verlauf konstituierende Mess- oder Berechnungswerte jeweils zu einer nachfolgend noch beschriebenen Gradientensequenz umgewandelt werden, welche sich aus einer Vielzahl zeitlich aufeinanderfolgender Gradienten, i.e. Differenzbildungen zwischen jeweils zwei zeitlich aufeinanderfolgenden EMF- oder elektrophysiologischen Mess- oder Berechnungswerten zusammensetzen. Insbesondere im Falle einer Evaluierung von 5G- oder 6G-Signalen bestünde bei bloßer Betrachtung der Höhe der Leistungsflussdichte die Gefahr, dass biowirksame Änderungen der Signalcharakteristik aufgrund der in sehr kurzen Abständen wechselnden Modulationsformen (oder auch Energiedichte- und Frequenzbandwechseln) bei 5G- und 6G-Immissionen nicht erfasst bzw. in ihrem Zusammenhang mit korrelierenden neurophysiologischen Änderungen nicht erkannt werden. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es daher vorgesehen, dass EMF-Signifikanzen in Form kurzfristiger Spitzen oder Richtungswechsel oder Pegeländerungen im Verlauf der

Leistungsflussdichte und/oder der Modulation hochfrequenter elektromagnetischer Felder – wobei es sich sowohl um Anstiege als auch Abnahmen von Amplitudenwerten bzw. um Verlaufsänderungen in positiver oder negativer Richtung handeln kann – hinsichtlich ihrer zeitlichen Dauer oder hinsichtlich einer von der signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung an die elektrophysiologische Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung ausgegebenen Signalstärke mit einem Skalierungsfaktor beaufschlagt werden, welcher größer ist als derjenige Skalierungsfaktor, welcher auf Verlaufsabschnitte bzw. diesen entsprechende Messgrößen angewendet wird, welche der EMF-Signifikanz bzw. den detektierten Spitzen oder Richtungswechsels unmittelbar vorausgehen oder nachfolgen.

Um die signifikanten Wirkgrößen der von der EMF-Sensoreinrichtung detektierten EMF- bzw. HF-EMF-Felder im neu generierten Signal valide zu erfassen und abzubilden, erfolgt innerhalb der Datenkonvertierungseinrichtung eine automatisierte Bewertung der empfangenen EMF- bzw. HF-EMF-Messsignale. Im Zuge dieser Bewertung können für bestimmte Parameter bzw. Wirkgrößen der empfangenen EMF- / HF-EMF-Messsignale (insb. Leistungsflussdichte und Modulation) definierte Skalierungs- bzw. Konvertierungsfaktoren oder Maßstäbe zur Anwendung kommen, mit welchen die EMF- / HF-EMF-Messsignale beaufschlagt und in weiterer Folge skaliert werden. Auf diese Weise können z.B. Leistungsflussdichte- oder Pulsspitzen, die lediglich von kurzer zeitlicher Dauer (ggf. nur wenige Millisekunden oder Nanosekunden wie bei 5G Pulsspitzen) sind, jedoch potenziell biologisch besonders wirksam sind, verlängert bzw. verstärkt und damit auf Seiten der elektrophysiologischen Messeinrichtung - welche wie insbesondere ein EKG-Datenlogger auf einer wesentlich niedrigeren Abtastfrequenz (100 Hz - 20 kHz) arbeitet als hochfrequente Mobilfunk-Strahlung (0,6 – 30 GHz) - sichtbar bzw. für eine weitere Auswertung oder Korrelationsanalyse verfügbar werden. Die jeweilige EMF-Wirkgröße kann hierbei mit einem Faktor x multipliziert werden, welcher z.B. zwischen 1 und 100 liegt. Anstelle der Multiplikation mit einem Faktor können zur Signalskalierung auch sämtliche anderen geeigneten mathematischen Operatoren oder eigens generierte Algorithmen angewendet werden. Eine gegenständliche Verlängerung bzw. Signalskalierung wird bevorzugt durch eine in der Datenkonvertierungseinrichtung vorgesehene Schaltungstechnik z.B. unter Vorsehung von Monoflop-Elementen durchgeführt. Über die Monoflops geleitete EMF-Messsignale werden hinsichtlich ihrer Pulsdauer verlängert und über eine Ausgangsschnittstelle der Datenkonvertierungseinrichtung an die EPM-Mess- oder Auswerteeinrichtung übermittelt.

In einer bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens werden vorgenannte Pulsspitzen oder EMF-Signifikanzen im Ausgabesignal der Datenkonvertierungseinrichtung bzw. in der Darstellung auf Seiten der elektrophysiologischen Messeinrichtung lediglich hinsichtlich ihrer Zeitdauer, nicht jedoch hinsichtlich ihrer Amplitude verlängert, sodass im Zuge einer nachfolgenden Analyse eine maßstabsgetreue Beurteilung derartiger EMF-Signifikanzen gegenüber zeitlich vorangehenden oder nachfolgenden EMF-Signalen bzw. Verlaufsabschnitten gewährleistet ist.

Der Informationsdatensatz umfasst bevorzugt mindestens zwei Parameter:

1) Zeitverlauf bzw. eine Zeitachse

2) Feldstärke (Leistungsflussdichte) und/oder Modulation der gemessenen (HF-)EMF (die in chronologischer Folge erfassten Werte dieser Parameter können sowohl als Absolutwerte oder auch als Serie an Differenzen/Deltawerte erfasst und weiterverarbeitet werden; dies gilt auch für alle anderen vorangehend und nachfolgend angeführten Verfahrensvarianten),

wobei in einer bevorzugten Darstellungsart der mit Parameter 1 verknüpfte bzw. zeitlich indexierte Verlauf von Parameter 2 entlang einer x - Achse eines Oszillogramms darstellbar und weiterverarbeitbar ist. Eine solche Darstellung und Weiterverarbeitung kann grafisch auf einem Ausgabegerät bzw. Display oder auch bloß rechnerisch erfolgen. (Anm.: Bei der y -Achse handelt es sich in der Regel um die Ordinate eines zweidimensionalen Diagramms, wobei die x -Achse den Zeitverlauf beschreibt; x - und y -Achsen können selbstverständlich – ebenso wie auch bei allen nachfolgend beschriebenen Verfahrensvarianten – auch vertauscht werden.)

In einer erweiterten Version umfasst der Informationsdatensatz mindestens drei Parameter:

- 1) Zeitverlauf bzw. eine Zeitachse
- 2) Feldstärke (Leistungsflussdichte) und/oder Modulation der gemessenen (HF-)EMF
- 3) Frequenz oder Frequenzband der detektierten(HF-)EMF,

wobei in einer bevorzugten Darstellungsart zwei der vorgenannten Parameter bzw. deren Verläufe entlang von x- oder y- Achsen eines Oszillogramms darstellbar sind und ein dritter Parameter für beliebige Zeiten durch eine mit dem zeitlichen Verlauf eines anderen Parameters verknüpfte Zusatzinformation abrufbar ist.

(Anm.: Vorgenannte Parameter können informationstechnisch auch mit dem Zeitparameter verknüpft bzw. chronologisch indexiert sein, sodass der Zeitparameter im von der Datenkonvertierungseinrichtung ausgegebenen Informationsdatensatz nicht notwendigerweise als eigener Parameter aufscheint.)

Die hochfrequenten elektromagnetischen Felder werden vorzugsweise in Form einer Breitbandmessung (ohne Differenzierung von Frequenzbändern bzw. Funkstandards; abgedeckt wird im Wesentlichen ein Frequenzspektrum von 600 MHz – 6 GHz oder auch bis 300 GHz) erfasst.

Es ist jedoch auch möglich, dass eine frequenzbandselektive Erfassung hochfrequenter elektromagnetischer Felder erfolgt und der Informationsdatensatz als zusätzliche(n) Parameter definierte Frequenzbereiche der hochfrequenten Trägerwellen umfasst, mittels welchen die von korrespondierenden Funkstandards ausgehenden Immissionen voneinander differenziert werden können. Hierbei ist/sind diese(r) zusätzliche(n) Parameter bzw. Frequenzbereiche im Falle einer Darstellung in Diagrammform vorzugsweise auf einer orthogonal zur Zeitachse verlaufenden Achse aufgetragen, wobei die Modulationen der hochfrequenten elektromagnetischen Felder vorzugsweise anhand der Änderungen der orthogonal zur Zeitachse gemessenen Amplitudenhöhe ablesbar sind, während die Feldstärke bzw. Leistungsflussdichte der hochfrequenten elektromagnetischen Felder zu jeweiligen Zeiten durch eine mit jeweiligen Koordinaten des Diagramms verknüpfte, vorzugsweise farblich codierte Tiefeninformation ablesbar ist. Leistungsflussdichten sowie Modulationen bzw. Pulsformen können somit für mehrere Frequenzbänder bzw. Drahtlos-Übermittlungsstandards wie WLAN, Bluetooth, 2G-5G etc. differenziert abgelesen werden. Ausgewählte oder auch alle Frequenzbänder können in weiterer Folge auch summiert bzw. kumuliert abgelesen, weiterverarbeitet und dargestellt werden (z.B. gemäß ICNIRP-Standard). Alternativ zur vorbezeichneten Darstellungsvariante wäre es auch möglich, dass in der Amplitudenhöhe die Leistungsflussdichte oder ein synergistischer Verlauf von Leistungsflussdichte und Modulation dargestellt wird. Dies gilt auch für alle nachfolgend beschriebenen Verfahrensvarianten, insbesondere in Analogie zu den Darstellungen im Spektrogramm.

Gemäß einer speziellen Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgt die Darstellung der Frequenzbereiche der hochfrequenten elektromagnetischen Felder in Form eines HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatzes (Spektrogramm / AutoChrones Bild), wobei die über eine ANS-Frequenzbandbreite von im Wesentlichen 0 bis 0,5 Hz reichende und damit in der HRV-Analyse eine Sympathikus- und Vagusaktivität des autonomen Nervensystems (ANS) beschreibende Skala – im Falle einer grafischen Darstellung vorzugsweise die y-Achse bzw. Ordinate des Spektrogramms – in mehrere, vorzugsweise mindestens drei Bereiche gegliedert ist, welchen jeweils definierte Frequenzbereiche hochfrequenter elektromagnetischer Felder zugeordnet sind. In solchen Skalenbereichen ist jeweils ein zeitlicher Verlauf der Pulsform bzw. Modulation und/oder der Leistungsflussdichte der hochfrequenten elektromagnetischen Felder ablesbar und weiterverarbeitbar, wobei in einer bevorzugten Ausführungsvariante die Leistungsflussdichte zu jedem Zeitpunkt durch eine mit jeweiligen Koordinaten des Diagramms bzw. des Pulsform-Verlaufs verknüpfte, vorzugsweise farblich codierte Information ablesbar ist.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens sind die von der EMF-Sensoreinrichtung erfassten hochfrequenten elektromagnetischen Felder bzw. Strahlung

gemäß jeweiligen Funkstandards zugeordneten Frequenzbändern oder Frequenzbandgruppen und/oder Modulationsarten differenziert erfassbar und weiterverarbeitbar sind, wobei vorzugsweise mindestens zwei der folgenden Funkstandards hinsichtlich ihrer Frequenzbereiche oder Modulationsarten voneinander differenziert und datenverarbeitungstechnisch gruppiert werden:

- 1.) mindestens ein IEE 802.11- Drahtlosstandard (insbesondere WLAN/Wireless Local Area Networks und/oder Bluetooth und/oder ZigBee),
- 2.) 2G (insbesondere GSM und/oder GPRS und/oder HSCSD und/oder EDGE)
- 3.) 3G (insbesondere H und/oder H+ und/oder UMTS und/oder HSDPA und/oder HSPA+)
- 4.) 4G (insbesondere LTE und/oder WIMAX)
- 5.) 5G (insbesondere Pre-5G, FR1 (600 MHz - 6 GHz) oder FR2 (>24 GHz)
- 6.) 6G (insbesondere 0,3 – 30 THz)
- 7.) BOS (insbesondere TETRA)
- 8.) DECT (Digital Enhanced Cordless Telecommunications) oder adaptierte Schnurlostelefon-Standards
- 9.) mindestens ein IEE 802.11- Drahtlosstandard (insbesondere WLAN/Wireless Local Area Networks und/oder Bluetooth und/oder ZigBee),

und/oder wobei mindestens zwei der folgenden Wellenformen bzw. Modulationsarten voneinander unterschieden werden:

GMSK (Gaussian Minimun Shift Keying),
 CDMA (Code Division Multiple Access),
 TDMA (Time Division Multiple Access),
 OVSF (Othogonal Variable Spreading Factor Codes),
 FMBC (Filter Bank Multi-Carrier),
 UPMC (Universal Filter Multi-Carrier),
 GFDM (Generalized Frequency Division Multiplex),
 OFDM (Orthogonal Frequency Division Multiplexing), hierbei vorzugsweise
 CP-OFDM (Cyclic Prefix Orthogonal Frequency Division Multiplexing),
 RB-F-OFDM (Resource-Block Filtered Orthogonal Frequency-Division Multiplexing),
 f-OFDM (Filtered Orthogonal Frequency-Division Multiplexing),
 DFT-s-OFDM (Direct Fourier Transform spread Orthogonal Frequency Division Multiplexing)
 oder andere OFDM-Wellenform-Modifikationen.

Die unterschiedlichen Funkstandards und Modulationsarten lassen sich anhand ihrer Frequenzen und Signalübertragungscharakteristiken wie insbesondere der Wellenformen bzw. Modulationsprotokolle erkennen. Typische Pulsfrequenzen sind z.B.: GSM: 217Hz, DECT: 100 Hz, WLAN: 10Hz, TETRA: 17,6 Hz etc. Als 5G-Signalformen kommen insbesondere UPMC, FBMC, GFDM und OFDM-Modulationen zum Einsatz und werden z.B. mittels Vektorsignalanalysesoftware als solche erkannt. Übertragungsstandards können anhand ihrer spezifischen Signalsignatur, Frequenzbänder, Phasenverschiebungen etc. erkannt werden. Während z.B. LTE-Unterträgerwellen Abstände von 15 kHz aufweisen, sind bei 5G flexible Abstände von 15 kHz x 2ⁿ vorgesehen (für Trägerbandbreiten von 400 MHz bis zu 480 kHz).

In einer einfachsten, aber zur differenzierenden Erfassung einwirkender HF-Immissionen hinreichenden Ausführungsform sind z.B. drei Gruppen bzw. Filterstufen vorgesehen:

- (ecg 1): 5G bzw. Pre-5G
 (ecg 2): Gruppe für höhere (niederfrequent) gepulste Mobilfunkstandards (HF-HI)
 wie insb. GSM (217 Hz)
 (ecg 3): Gruppe für niedere (niederfrequent) gepulste Mobilfunkstandards (HF-LOW)
 wie insb. WLAN/wifi (10 Hz)

Eine weitere (Basis-)Gruppe bzw. Datenpaket ecg (0) kann vorgesehen sein, welche sämtliche Rohdaten bzw. detektierte HF-EMF umfasst. Die jeweiligen Gruppen bzw. Datenkanäle besitzen eigens zugewiesene Speicherbereiche oder können indexiert gespeichert und weiterverarbeitet werden.

Basisfrequenzen nach Funkstandard (MHz) sind etwa:

885-887	Schnurlos-Telefon CT1+ uplink
876-880	GSM-R Bahn uplink
890-915	GSM 900 - D-Netz uplink
921-925	GSM-R Bahn downlink
930-932	Schnurlos-Telefon CT1+ downlink
935-960	GSM 900 - D-Netz downlink
1240-1400	Flugsicherungsradar
1710-1785	GSM 1800 - E-Netz, uplink
1805-1880	GSM 1800 - E-Netz, downlink
1880-1900	Schnurlos-Telefon DECT
1900-1920	UMTS-TDD CDMA down- und uplink
1920-1980	UMTS-FDD CDMA uplink
2010-2025	UMTS-TDD down- und uplink
2110-2170	UMTS-FDD downlink
2400-5700	WLAN
800 und 2600	LTE
1-12 GHz	Radar
400 MHz - 39 GHz	(geplant: bis 300 GHz) 5G

Diese Basisfrequenzen bzw. Trägerwellen können mit spezifischen niederfrequenten Pulsfrequenzen getaktet sein z.B.: GSM: 271Hz, DECT: 100 Hz, WLAN: 10Hz, TETRA: 17,6 Hz etc.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es vorgesehen, dass im zeitlichen Verlauf der elektromagnetischen Felder (EMF) signifikante Änderungen, i.e. zeitlich begrenzte Abweichungen des Verlaufs von aktuell gemessenen Werten (Amplitudenhöhen) oder definierten statischen oder dynamischen Mittelwerten oder Referenzdaten (bei den Referenzdaten kann es sich insbesondere um für jeweilige HF-Übertragungsstandards charakteristische Signalförmungen oder Intensitäten handeln oder auch um auf einen bestimmten Ort oder ein bestimmtes Testsubjekt bezogene bzw. individualisierte Referenzdaten, welche z.B. im Zuge eines zeitlich vorangehenden Messsettings gewonnen wurden), insbesondere signifikante Anstiege und/oder Absenkungen des Verlaufs gegenüber zeitlich vorangehenden und/oder nachfolgenden Abschnitten des Verlaufs auf automatisierte Weise als EMF-Signifikanzen detektiert werden. Derartige Ereignisse werden samt zugeordneten Mess-/berechnungswerten und Zeitpunkt oder Zeitdauer des Ereignisses auf einer Speichereinheit abgespeichert und für weitere Analyse, insbesondere für einen Vergleich mit zeitgleich gemessenen EPM- bzw. NFP-Parametern bereitgestellt. Wie bereits einleitend ausgeführt, sind es insbesondere abrupte Last- bzw. Aktivitätswechsel und unrythmische, von einer regelmäßigen Sinusform (wie sie körpereigenen regulatorischen Prozessen eigen ist) abweichende Verlaufsformen, welche in Hinblick auf athermische Wirkungen potentiell besonders wirksam sind. Eine Erfassung von EMF-Signifikanzen ermöglicht in weiterer Folge eine Analyse zur Erfassung möglicher Korrelationen von Anomalien bzw. Signifikanzen, welche in zeitgleich erfassten vegetativen Aktivitäten eines Testsubjekts auftreten.

Der hierbei überwachte Verlauf kann ein Verlauf der Modulationsform und/oder der Leistungsflussdichte und/oder der Frequenz und/oder ein synergistischer Verlauf von Leistungsflussdichte und Modulationsform gemäß Anspruch 9 von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern sein, wobei vorzugsweise mehrere in gleichen Zeitabschnitten erfasste Verläufe hochfrequenter elektromagnetischer Felder ausgewertet werden. Bei der gleichzeitigen Erfassung mehrerer Verläufe kann es sich einerseits um komplett verschiedene Funkstandards (2G-5G etc.) handeln und/oder um jeweiligen Funkstandards zugeordnete Signalcharakteristiken (Modulation, Leistungsflussdichte etc.).

Als signifikante Änderungen im zeitlichen Verlauf der hochfrequenten elektromagnetischen Felder werden hierbei eine oder mehrere der folgenden Charakteristiken auf automatisierte Weise als EMF-Signifikanzen erkannt:

- Maximalwerte bzw. Spitzen (des Leistungsflussdichte- oder/und Modulationsverlaufs), welche im Falle einer grafischen Darstellung als annähernd nadel- oder zackenförmige Amplitudenausschläge ersichtlich sind,
- annähernd treppenförmige Verlaufsabschnitte, hierbei vorzugsweise die Anfangs- und/oder Endabschnitte eines jeweils annähernd horizontalen bzw. eine gleichbleibende Leistungsfluss-dichte oder/und Modulationsform indizierenden Verlaufsabschnitts der Treppenform und/oder ebendiesen annähernd horizontalen Verlaufsabschnitt selbst,
- mehrere, vorzugsweise mehr als drei, vorzugsweise innerhalb eines definierten Zeitintervalls aufeinanderfolgende Anstiege und Abstiege des Verlaufs,
- Überschreitung einer Leistungsflussdichte von mehr als 0,1 mW/m², vorzugsweise von mehr als 0,05 mW/m², besonders bevorzugt von mehr als 0,01 mW/m²,
- annähernd gleichbleibende Leistungsflussdichten bzw. im Falle einer grafischen Darstellung im Wesentlichen parallel zur Zeitachse verlaufende Abschnitte des HF-EMF-Verlaufs,
- Absenkungen und/oder Anstiege des HF-EMF-Verlaufs, welche gegenüber unmittelbar vorangehenden und/oder nachfolgenden Verlaufsabschnitten vorzugsweise eine Differenz von mehr als 10%, besonders bevorzugt von mehr als 30% aufweisen, wobei als ‚unmittelbar vorangehend‘ hierbei ein Zeitraum von mehreren Minuten, Sekunden, Millisekunden (10^{-3} s), Mikrosekunden (10^{-6} s) oder Nanosekunden (10^{-9} s) definiert sein kann,
- Wechsel zwischen verschiedenen Frequenzbändern oder Funkstandards wie insbesondere in Anspruch 16 angeführt, oder Hinzukommen oder Wegfallen einer Einwirkung einzelner oder mehrerer Frequenzbänder / Funkstandards,
- Wechsel zwischen verschiedenen Modulationsarten wie insbesondere in Anspruch 16 angeführt, oder Hinzukommen oder Wegfallen einer Einwirkung einzelner oder mehrerer Modulationsarten.

Eine Detektion von in den vorangehenden Ansprüchen angeführten EMF-Signifikanzen kann auf Seiten der Datenkonvertierungseinrichtung in den von der der EMF-Sensoreinrichtung erfassten Signaldaten erfolgen, um potentiell bioaktive Verlaufsänderungen von hochfrequenten elektromagnetischen Felder zum Zwecke einer EPM-lesbaren Signalskalierung gemäß einem der Ansprüche 20-22 zu erkennen und zu indizieren.

Eine Detektion von in den vorangehenden Ansprüchen angeführten EMF-Signifikanzen kann auch auf Seiten der mit dem EPM-kompatiblen Informationsdatensatz beschickten elektrophysiologischen Messeinrichtung oder einer zugeordneten Auswerteeinrichtung durchgeführt werden.

Bereits durch eine Analyse der im EPM-ID Informationsdatensatz enthaltenen, mittels einer Stand-Alone Geräteanordnung gesammelten Informationen kann eine ortsspezifische Bewertung von EMF-Immissionen erfolgen. Eine humanbiologische Bewertung der EMF-Immissionen bzw. der Art und Anzahl der in einem bestimmten Zeitabschnitt erfassten Messwerte und vorangehend angeführten EMF-Signifikanzen kann anhand definierter Parameter bzw. Schwellenwerte erfolgen. Insbesondere können derartige Parameter bzw. Schwellenwerte anhand empirischer Analyse-Settings festgelegt werden, bei welchen bei Exposition eines Testsubjekts gegenüber einer spezifischen EMF-Immissionslast biologische Effekte festgestellt wurden. Entsprechende Schwellenwerte können allgemeingültige oder auch individuelle oder personengruppenbezogene Referenzwerte sein. Z.B. kann für Arbeitsplätze ein anderer Referenzwert festgelegt werden als für private Wohnräume, öffentliche Plätze, Krankenhäuser, Reha-Anstalten, Schulen, Kindergärten etc. Insbesondere können Schwellen- bzw. Referenzwerte auch in Hinblick auf die spezifische Regulationsfähigkeit eines Testsubjekts individualisiert sein. Solcherart individualisierte (für eine weitgehende Wahrung regulatorischer Prozesse des autonomen Nervensystems und damit der Regenerations- und Leistungsfähigkeit des Testsubjekts zulässige) EMF-Referenzwerte können insbesondere auch durch das vorliegende erfindungsgemäße Verfahren zur gleichzeitigen Überwachung von vegetativen neurophysiologischen Funktionsparametern gewonnen werden.

Eine allgemeine Evaluierung der humanbiologischen Wirksamkeit von EMF-Immissionen wäre somit bereits durch eine ortsfeste oder temporäre Installation einer erfindungsgemäßen Anordnung aus EMF-Sensoreinrichtung, Datenkonvertierungseinrichtung und elektrophysiologischer Messeinrichtung unter Auswertung eines hierbei generierten, EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes möglich.

Erweiterte Analysemöglichkeiten werden eröffnet, indem der im EPM-kompatiblen Informationsdatensatz abgebildete Verlauf von EMF-Immissionen mit zeitgleich vom Körper des Testsubjekts abgelesenen Biosignalen bzw. elektrophysiologischen Messsignalen wie insbesondere EKG-Signalen und daraus abgeleiteten neurophysiologischen Funktionsparametern verglichen wird.

Entsprechend ist es gemäß einer ersten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen, dass zur Analyse des Einflusses von EMF-Immissionen auf neurophysiologische Funktionsparameter / NFP bzw. Regulationsmechanismen des Testsubjekts folgende Verfahrensschritte vorgesehen sind:

- Ermitteln des Verlaufs von EMF-Feldern aus dem von der Datenkonvertierungseinrichtung bereitgestellten EPM-kompatiblen Informationsdatensatz über einen definierten Zeitraum
- Ermitteln des Verlaufs von aus elektrophysiologischen Messsignalen abgeleiteten neurophysiologischen Funktionsparametern insbesondere des Herz-/Kreislaufsystems oder des autonomen Nervensystems des Testsubjekts über einen definierten Zeitraum,
- wobei die Erfassung der EMF- und die NFP-Verläufe zumindest abschnittsweise zeitlich synchron erfolgt oder die Verläufe auf mindestens ein gemeinsames Referenz-Zeitintervall kalibriert werden,
- Vergleich des NFP-Verlaufs mit dem EMF-Verlauf,
- Durchführen einer Analyse des EMF-Verlaufs, in welchem EMF-Signifikanzen, i.e. temporäre, d.h. innerhalb eines Referenz-Zeitintervalls zeitlich begrenzte Abweichungen des EMF-Verlaufs von definierten statischen oder dynamischen Mittelwerten oder EMF-Referenzdaten, insbesondere das Auftreten von EMF-Signifikanzen gemäß einem der Ansprüche 20-22 detektiert werden,
- Durchführen einer Analyse des NFP-Verlaufs, in welchem vegetative physiologische Signifikanzen, i.e. temporäre, d.h. innerhalb eines Referenz-Zeitintervalls zeitlich begrenzte Abweichungen des NFP-Verlaufs von NFP-Referenzdaten bzw. Regelverläufen, welche aus empirischem Datenbestand geschöpft und/oder dynamisch generiert, d.h. aus aktuellen Mess-/Berechnungsdaten bzw. NFP-Verläufen abgeleitet sind, detektiert werden, insbesondere signifikante Anstiege und/oder Absenkungen des NFP-Verlaufs gegenüber zeitlich vorangehenden und/oder nachfolgenden Abschnitten des NFP-Verlaufs;
- bei Detektion einer definierten Anzahl an miteinander korrelierenden, d.h. im Wesentlichen zeitgleich auftretenden oder kausal aufeinanderfolgenden EMF-Signifikanzen und NFP-Signifikanzen im EMF-Verlauf sowie im NFP-Verlauf eine positive Bewertung des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung der vegetativen Regulationsmechanismen des Testsubjekts erfolgt. Das primäre Augenmerk gilt hierbei einer Erfassung von annähernd zeitgleich auftretenden bzw. koinzidenten Signifikanzen, d.h. eine im NFP-Verlauf detektierte Signifikanz tritt gleichzeitig oder in unmittelbarer Folge einer im EMF-Verlauf detektierten Signifikanz auf. Es wäre jedoch auch möglich, zeitlich verzögerte Wirkungen von EMF-Signifikanzen im NFP-Verlauf zu erfassen, z.B. indem neurophysiologische Funktionsparameter während einer Schlafphase beobachtet werden und hierbei erfasste, insbesondere die Regenerationsfähigkeit des Testsubjekts widerspiegelnde NFP-Parameter (z.B. Sleep-Score, Vegetativer Quotient VQ oder Puls-Atem-Quotient QPA) in Bezug zu der während des vorangehenden Tages gemessenen EMF-Exposition bzw. der Anzahl der hierbei während eines festgesetzten Zeitintervalls detektierten EMF-Signifikanzen gesetzt werden. Indem die EMF- und NFP-Verläufe mehrerer Tage bzw. Wachphasen und Nächte bzw. Schlafphasen miteinander verglichen werden, kann festgestellt werden, ob das Testsubjekt nach einem Tag erhöhter EMF-Exposition (im Vergleich zu zeitlich vorangehenden oder nachfolgenden Messungen oder gegenüber festgelegten Referenzwerten) bzw. einer erhöhten Anzahl an detektierten EMF-Signifikanzen während des Schlafes eine Beeinträchtigung von NFP-Parametern zeigt, z.B. ein zur Sympathikotonie neigendes VQ (Vegetativer Quotienten)-Verhältnis bzw. ein schwächeres Eingreifen des für Regeneration zuständigen parasympathischen

Nervenstranges (Vagus). Auch in solchem Falle könnte eine positive Bewertung des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung von vegetativen Regulationsmechanismen erfolgen.

Gemäß einem bevorzugten Detektionsschema werden als vegetative physiologische Signifikanzen in einem NFP- bzw. EPM-Verlauf alle Ereignisse bzw. Verlaufsabschnitte detektiert, welche bei grafischer Darstellung – die Betrachtung kann hierbei in positive bzw. ansteigende oder negative bzw. absteigende Richtung erfolgen (betrachtet gegenüber einer parallel zur Zeitachse verlaufenden imaginären Achse) – eine Steigung $k > 1$ bzw. einen Steigungswinkel α von mehr als 45° , vorzugsweise von mehr als 70° , besonders bevorzugt von annähernd 90° gegenüber der Zeitachse bzw. einer parallel zur Zeitachse verlaufenden imaginären Achse (Steigung $k \rightarrow \infty$) bzw. eine annähernd nadelförmige Erhebung des HRV-FP-Verlaufs aufweisen, wobei bei den vorgenannten Ereignissen bzw. Detektionskriterien jeweils eine Überschreitung des durchschnittlichen NFP-Verlaufs um mindestens 10%, vorzugsweise um mindestens 20% erfolgen muss.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es vorgesehen, dass die Ermittlung mindestens eines neurophysiologischen Funktionsparameters bzw. dessen zeitlichen Verlaufs mittels Herzratenvariabilitäts-(HRV) Analyse erfolgt, bei welcher aus der Varianz des zeitlichen Abstands von mittels Elektrokardiogramm-Messverfahren erfassten elektrophysiologischen Messsignalen aufeinanderfolgender Herzschläge (insbesondere deren R-Zacken) des Testsubjekts ein Verlauf vegetativer Funktionsparameter bzw. des Aktivierungsniveaus des autonomen Nervensystems über einen observierten Zeitabschnitt ermittelt wird.

Bei der HRV- bzw. Herzratenvariabilitätsanalyse handelt es sich um ein anerkanntes und mittlerweile in Form standardisierter HRV-Funktionsparameter differenziertes medizinisch-technisches Verfahren zur Bewertung des physiologischen Zustands eines Testsubjekts, insbesondere seiner Erholungs- und Leistungsfähigkeit. Grundsätzlich sind sämtliche in der EKG- und HRV-Analytik gebräuchlichen, das Aktivierungs- bzw. das Ordnungsniveau des autonomen Nervensystems widerspiegelnden HRV-Funktionsparameter geeignet, um in einem erfindungsgemäßen Verfahren zur Erfassung des Einflusses von EMF auf vegetative neurophysiologische Funktionsparameter des menschlichen Organismus herangezogen zu werden. Aus der Herzratenvariabilitätsanalyse lassen sich auch verschiedene sonstige, mit Herzschlag, Atemfunktion und vegetativ-regulatorischen Prozessen assoziierte Funktionsparameter ableiten.

Zur Erfassung von Herzschlägen bzw. deren RR-Intervalle und daraus abgeleiteter neurophysiologischer bzw. HRV-Funktionsparameter ist das EKG-Messverfahren unter Anlegung von EKG-Messsonden im Brustbereich des Testsubjekts das derzeit im medizinischen Bereich gebräuchlichste Messverfahren. Der Herzschlag bzw. entsprechende, zur Errechnung von Herzratenvariabilitäts-(HRV) Funktionsparametern dienende Signalemissionsmarken und Interbeat-Intervalle könnten jedoch auch mit alternativen Messverfahren detektiert werden. Grundsätzlich können hierzu alle im Zuge der Kardiologie gebräuchlichen invasiven und nicht-invasiven Verfahren wie z.B. Ultraschall- oder Magnetresonanz-basierte Systeme Einsatz finden. Es existieren des Weiteren mehr oder weniger ausgereifte mikrowellen- bzw. hochfrequenzbasierte Abtastverfahren, mittels welchen minimale, herzschlaginduzierte bzw. hämodynamische Bewegungen der Körperoberfläche detektiert und Signal-Messwerte gewonnen werden können, anhand deren in weiterer Folge NFP- bzw. HRV-Funktionsparameter errechnet werden. Der Herzschlag könnte auch mit sphygmografischen oder pulslaufzeitbasierten Systemen z.B. durch Fingerplethsmografie und Pulsoximeter erfasst werden, wobei mittels standardisierter Formeln aus Pulswellengeschwindigkeit (Puls wave velocity / PWV) und Pulswellenlaufzeit (Pulse transit time / PTT) weitere herzschlagspezifische Parameter errechenbar sind.

Wenn im vorliegenden Zusammenhang von einem Verlauf von NFP- oder HRV-Funktionsparametern die Rede ist, so ist jeweils die über einen definierten Zeitverlauf betrachtete, wechselnde Höhe bzw. Intensität eines NFP/HRV-FP entsprechenden Wertes gemeint. Bei diesen Werten handelt es sich um

Mess- und/oder Berechnungsgrößen, welche auf Mess- und Berechnungsverfahren basieren, die durch standardisierte EKG-basierte Mess- und Auswerteeinrichtungen bzw. Prozessoreinrichtungen zur Ermittlung der NFP/HRV-FP gemäß dem Stand der Technik zur Verfügung stehen (siehe z.B. DE 603 06 856 T2, DE 10 2006 039 957 B4).

Die HRV-FP Werte bezeichnen jeweils Leistungswerte vegetativ gesteuerter Organfunktionen des Testsubjekts wie z.B. Herz- und Atemrhythmen, Verhältnis der Aktivierung Sympathikus/Parasympathikus (vegetativer Quotient), respiratorische Sinusarythmie und $SDNN_{RR}$. Unabhängig von ihrer organ- bzw. regelkreisspezifischen Aussage über den Organismus des Testsubjekts und ihrer spezifischen, auf jeweilige vegetative Funktionen bezogenen Einheit beruhen die genannten Parameter auf einer Analyse der Varianz des zeitlichen Abstands von mittels EKG-Messverfahren ermittelten, aufeinanderfolgenden Herzschlägen. Grundsätzlich können als HRV-FP sämtliche als "Time domain measures" oder „Frequency Domain Measures“ bekannte sowie adaptierte Parameter herangezogen werden, welche aus von einer EKG-Messeinrichtung bereitgestellten RR-Intervallfolgedaten in standardisierter Weise berechnet werden. Es versteht sich, dass es auch möglich ist, die im Zuge von HRV-Messverfahren standardisierte Kenngrößen bzw. HRV-FP z.B. durch statistische Operationen oder durch eine Variation der Anzahl oder Aufnahme Frequenz jeweils betrachteter Mess- oder Berechnungsgrößen zu adaptieren. Insbesondere, wenn im vorliegenden Zusammenhang von SDNN die Rede ist, könnte diese statistische Kenngröße auch durch äquivalente oder adaptierte statistische Kenngrößen bzw. „Time domain measures“ ersetzt werden wie z.B. SDANN (Standard deviation of the average of NN intervals in all 5- minute segments of a 24-h), $SDNN_{IDX}$ / ASDNN (Mean of the standard deviation in all 5-minute segments of a 24-h recording), AVNN (Average of all NN intervals), rMSSD (Square root of the mean of the squares of the differences between adjacent NN intervals), pNNx wie z.B. pNN50 (Percentage of differences between adjacent NN intervals >50 ms).

Die Messung der Herzschläge und EKG-Ermittlung erfolgt in an sich bekannter Weise mittels am Testsubjekt applizierter Pulssonden. Eine gegenständliche Analyse der HRV wird nach standardisierten mathematischen Methoden durchgeführt, wobei Messdaten der Herzfrequenz (Grundfrequenz) beispielsweise mittels Fouriertransformation vom Zeitbereich in den Frequenzbereich übertragen werden und als Leistungsspektrum darstellbar sind. Die Darstellung dieses Leistungsspektrums wird als Spektrogramm oder auch AutoChrones Bild bezeichnet. Basierend auf den darin enthaltenen Daten können gemäß dem Stand der Technik verschiedene in der Herzfrequenz vorhandene weitere Frequenzen sichtbar gemacht werden, die anderen Körperrhythmen empirisch zugeordnet wurden, z.B. Atemtätigkeit (insb. –tiefe und –frequenz), Sympathikus, Parasympathikus, Blutdruck, Durchblutung, Thermoregulation und sonstige Organtätigkeiten. Die Zuordnung von aus der HRV-Analyse entnehmbaren Frequenzen zu jeweiligen vegetativen Funktionen des menschlichen Organismus ist in Abhandlungen über HRV-Systeme gemäß dem Stand der Technik in detaillierter Weise dokumentiert.

Die NFP/HRV-FP-Verläufe sind ebenso wie die EMF-Verläufe in einem zweidimensionalen Koordinatensystem als Graphen darstellbar, können allerdings auch rein durch mathematische Funktionen, Algorithmen und prozessorverwertbare Datensätze beschrieben werden, d.h. alphanumerisch aufgelöst werden. Unabhängig von ihrer Darstellung bzw. grafischen Visualisierung sind die EMF- und die NFP/HRV-FP-Werte jeweils eine Funktion der Zeit, d.h. jedem vorzugsweise auf einer Abszisse eines Diagrammes darstellbaren Zeitpunkt ist ein vorzugsweise auf einer Ordinate des Diagrammes darstellbarer Wert zugeordnet. Selbstverständlich kann die Zuordnung von Abszisse und Ordinate auch in umgekehrter Weise erfolgen, d.h. der Zeitverlauf auch in vertikaler Richtung oder in Form einer dritten Raumachse eines dreidimensionalen Diagramms dargestellt sein. Das Zeitraster zur Erfassung und/oder Darstellung der EMF- und NFP/HRV-FP-Werte kann entsprechend jeweiliger Analyseerfordernisse und Prozessorkapazitäten beliebig gewählt werden; es kann z.B. von wenigen Millisekunden bis hin zu mehreren Sekunden, Minuten, Stunden oder Tagen reichen.

Die zweidimensionale Diagrammform zur Darstellung der bezeichneten Verläufe kann auch durch eine dritte Dimension ergänzt sein, um zusätzliche Informationen über jeweilige Mess- oder Berechnungsgrößen bereitzustellen, welche in der grafischen Darstellung z.B. durch eine entsprechende Farbgebung, Schattierung oder Schraffur zum Ausdruck kommen. Bevorzugt ist eine klassische Diagrammdarstellung mit horizontaler X-Achse als Zeitachse und vertikaler Y-Achse zur Abbildung der EMF-Werte (bereits in vorangehenden Ansprüchen beschrieben) oder NFP/HRV-FP-Werte. Die aus dem in einem Referenz-Zeitraum ermittelten EMF-, NFP/HRV-FP-Werten resultierenden NFP/HRV-FP-Verläufe werden somit vorzugsweise als Funktionsgraphen einer weiteren Auswertung unterzogen.

Die bezeichneten Verläufe zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens müssen nicht notwendigerweise in Diagrammform bzw. in Form eines Graphen dargestellt werden, sondern sind auch in rein rechnerischer Weise analysierbar und miteinander vergleichbar. Auch könnte das Ergebnis einer Bewertung des Vorliegens humanbiologisch relevanter Beeinflussung des Testsubjekts somit auch in rein alphanumerischer Form oder durch eine sonstige, z.B. durch Farben und/oder Symbole erfolgende Visualisierung dargestellt werden.

Im Zusammenhang mit einem vorbezeichneten HRV-Verfahren ist es vorgesehen, dass als neurophysiologischer Funktionsparameter mindestens einer der folgenden HRV-Funktionsparameter herangezogen und mit dem EMF-Verlauf verglichen wird:

- a) der zeitliche Verlauf des vegetativen Quotienten (VQ), welcher sich aus dem Verhältnis von vorwiegend dem Sympathikus, insbesondere der Blutdruckrhythmik zugeordneten niederfrequenten, im Wesentlichen zwischen 0.04 – 0.15 Hz verlaufenden HRV-Frequenzbereichen (LF) zu dem Parasympathikus, insbesondere der Atemmodulation zugeordneten hochfrequenten, im Wesentlichen zwischen 0.15 und 0.40 Hz verlaufenden HRV-Frequenzbereichen (HF) ergibt.
- b) der zeitliche Verlauf der $SDNN_{RR}$ (standard deviation of normal-to-normal intervals) oder einer zur SDNN korrespondierenden statistischen Kenngröße wie z.B. $SDNN_{IDX}$ / $ASDNN$ des Testsubjekts analysiert wird, i.e. ein HRV-assoziiertes statistisches Streuungsmaß um den Mittelwert der Herzschlag-Intervalldauer bzw. seiner Differenzen zur Darstellung der Änderung der im Wesentlichen alle Frequenzbereiche umfassenden Gesamtvariabilität von artefaktbereinigten RR-Herzschlagintervall-Serien innerhalb eines festgelegten Zeitintervalls
oder/und
- c) der zeitliche Verlauf der die atmungsbedingte Modulation des Herzrhythmus widerspiegelnden respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA), welche vorzugsweise mittels dekadischem Logarithmus zur $\log RSA$ umgerechnet wird,
oder/und
- d) der zeitliche Verlauf der Herzrate (HR)
oder/und
- e) der zeitliche Verlauf des Puls-Atem Quotienten (QPA).

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens wird als neurophysiologischer Funktionsparameter ein als „Spektrogramm“ darstellbarer HRV-/ANS (Autonomes Nervensystem)-Frequenz-Aktivitäts-(Multiebenen)Informationsdatensatz herangezogen und mit dem EMF-Verlauf verglichen, wobei der HRV-Frequenz-Informationsdatensatz die über eine definierte Frequenzbandbreite von im Wesentlichen 0 bis 0,5 Hz reichende Aktivierung jeweils einem spezifischen Frequenzbereich zugeordneter vegetativer Organfunktionen des Testsubjekts wiedergibt, wie insbesondere:

0.04 bis 0.15 Hz: Low Frequency (LF) -mit Entsprechung: vorwiegend Sympathikusaktivität, in geringerem Maße auch Vagusaktivität, Zuordnung insbesondere der Blutdruck- und Durchblutungsrhythmik,

0.15 bis 0.40 Hz: High Frequency (HF) -mit Entsprechung: Vagusaktivität;
 Zuordnung insbesondere von Atemfunktionen, vorzugsweise der die Modulation des Herzrhythmus durch die Atmung widerspiegelnden respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA),
 und eine Aktivierung jeweiliger Frequenzbereiche bzw. vegetativer Organfunktionen dem HRV-Frequenz-
 Informationsdatensatz in Form von vorzugsweise durch farbliche Codierung visualisierten Amplituden-
 stärken entnehmbar ist,
 wobei es gemäß einem bevorzugten Detektionsschema als EMF-induzierte, d.h. mit EMF-Signifikanzen (EMF- S_{1-n}) korrelierende neurophysiologische Signifikanz (NFP- S_{1-n}) detektiert wird, wenn eine spontane Aktivierung von zuvor noch nicht bzw. in vernachlässigbarer Intensität aktivierter Frequenzbereiche bzw. vegetativer Organfunktionen über eine Bandbreite von mindestens 0,05 Hz, vorzugsweise von mindestens 0,1 Hz, besonders bevorzugt über eine Bandbreite von mehr als 0,2 Hz erfolgt.

Der Vergleich des NFP-Verlaufs mit dem EMF-Verlauf erfolgt in einer speziellen Verfahrensvariante in Form eines (grafischen oder rechnerischen) Vergleichs eines als HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-
 Informationsdatensatz bzw. Spektrogramm/AutoChrones Bild darstellbaren (die EMF-Immissionen abbildenden) EPM-kompatiblen Informationsdatensatz mit einem (die neurophysiologische Aktivität abbildenden) HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-
 Informationsdatensatz bzw. Spektrogramm/AutoChronen Bild gemäß vorangehend beschriebenem Anspruch.

Neurophysiologische Funktionen und EMF-Immissionen sind somit in einem kompatiblen Format auswertbar, welches einen unmittelbaren Vergleich bzw. eine Detektion von in den Frequenz-Aktivitäts-
 Informationsdatensätzen bzw. Spektrogrammen miteinander korrelierenden EMF- und NFP-
 Signifikanzen. Aus dem die neurophysiologische Aktivität abbildenden HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-
 Informationsdatensatz bzw. Spektrogramm können hierbei für jeden Zeitpunkt oder Zeitabschnitt in gewohnter Weise weitere, bereits vorangehend aufgelistete HRV-Funktionsparameter abgeleitet und jeweils mit dem EMF-Verlauf bzw. einem ausgewählten EMF-Parameter verglichen werden. In der gleichen Weise können aus dem die EMF-Immissionen abbildenden Frequenz-Aktivitäts-
 Informationsdatensatz bzw. Spektrogramm ein oder mehrere spezifische EMF-Funktionsparameter extrahiert bzw. ausgelesen und für einen Vergleich mit HRV-/NFP- Funktionsparametern herangezogen werden, z.B. Modulations- oder Leistungsflussdichte-Verläufe hochfrequenter EMF-Immissionen aus ausgewählten Frequenzbändern oder Funkarten.

Gemäß einer speziellen Weiterbildung des erfindungsgemäßen Analyseverfahrens ist es vorgesehen, dass auch EMF-Verläufe in der aus der HRV-Frequenzanalyse prinzipiell bekannten Weise frequenzanalytisch analysiert werden und hierbei erfasste charakteristische Muster für einen Vergleich mit dem Verlauf eines NFP- Funktionsparameters aufbereitet werden. So kann es vorgesehen sein, dass die Intervalldauer, d.h. die zeitlichen Abstände aufeinanderfolgender EMF-Signifikanzen (insbesondere Spitzen) im EMF-Verlauf, vorzugsweise im Verlauf von Modulation und/oder Leistungsflussdichte von hochfrequenter EMF-Strahlung, und deren Amplitudenhöhe einer (FFT-/Fast Fourier Transformation oder äquivalenter Verfahren) Frequenzanalyse unterzogen werden und hierbei statistische Kennwerte bzw. entsprechende zeitliche Verläufe generiert werden, welche für einen Vergleich einem oder mehreren neurophysiologischen Funktionsparametern herangezogen werden, wobei als statistischer Kennwert vorzugsweise die auf die Intervalldauer aufeinanderfolgender EMF-Signifikanzen bezogene SDNN (standard deviation of normal-to-normal intervals) herangezogen wird.

Auf diese Weise wird gewissermaßen eine bislang unsichtbare Dimension sichtbar und einer vergleichenden Analyse zugänglich gemacht, welche hinter den üblicherweise gemessenen Leistungsflussdichtewerte und Pulsformen steht. Es können hierbei für hochfrequente EMF-Immissionen bzw. jeweilige Funkstandards typische Signalsignaturen ermittelt und hinsichtlich ihrer Interaktion mit elektrophysiologisch erfassbaren Parametern des autonomen Nervensystems des menschlichen Organismus analysiert werden. Hierbei können für die durch Frequenzanalyse generierten statistischen Kennwerte bzw. entsprechende zeitliche Verläufe jeweils Schwellenwerte bzw. Maxima und/oder Minima festgelegt

werden, wobei ein Überschreiten bzw. Unterschreiten dieser Schwellenwerte als Meta-EMF-Signifikanz erkannt wird und das Auftreten einer solchen Meta-EMF-Signifikanz auf eine zeitliche Korrelation mit im NFP-Verlauf detektierten neurophysiologischen Signifikanzen überprüft wird. Das Vorliegen einer solchen Korrelation wird als Indikation des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung der vegetativen Regulationsmechanismen des Testsubjekts gewertet.

Zur positiven Bewertung des Vorliegens einer relevanten EMF-induzierten Beeinflussung müssen mindestens eine, vorzugsweise mindestens drei miteinander zeitlich korrelierende EMF- und NFP-Signifikanzen pro Stunde detektiert werden oder müssen im analysierten Referenz-Zeitintervall mehr als 10%, vorzugsweise mehr als 30%, besonders bevorzugt mehr als 50% der im EMF-Verlauf detektierten Signifikanzen mit Signifikanzen im NFP-Verlauf korrelieren.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens werden aus den auf das Testsubjekt einwirkenden Hochfrequenz-Immissionen mehrere EMF-Verläufe in unterschiedlichen Frequenzbandbereichen bzw. Funkstandards oder unterschiedlichen Modulationsarten wie insbesondere in Anspruch 19 angeführt ermittelt, wobei derartige frequenz- oder modulationselektiven EMF-Verläufe jeweils mit mindestens einem zeitgleich erfassten NFP-Verlauf, vorzugsweise jeweils mit mehreren NFP-Verläufen, verglichen und zeitlich korrelierende neurophysiologische Signifikanzen detektiert werden.

Als Verifikation der Analyse kann etwa ein Vergleich des analysierten NFP-Verlaufs mit mindestens einem, vorzugsweise mit mindestens zwei der vorangehend angeführten (jeweils auf dasselbe Zeitintervall bezogenen) NFP-Funktionsparameter-Verläufe in Hinblick auf das Vorliegen von im Wesentlichen zeitgleich auftretenden oder miteinander kausal korrelierenden EMF- und neurophysiologischen Signifikanzen durchgeführt wird, oder dass in mindestens zwei, vorzugsweise in mindestens drei der vorangehend angeführten NFP-Funktionsparameter-Verläufe bzw. Analyseebenen jeweils eine definierte Anzahl an NFP-Signifikanzen detektiert werden muss.

Es kann des Weiteren vorgesehen sein, dass in Abhängigkeit von ermittelter Häufigkeit und/oder Standardabweichung (Größe) der mit EMF-Signifikanzen korrelierenden neurophysiologischen Signifikanzen eine graduelle, z.B. in Prozent angegebene Bewertung der Wahrscheinlichkeit des Vorliegens einer Unverträglichkeit von EMF-Immissionen erfolgt oder/und eine graduelle, z.B. in Prozent ausgebbare Bewertung der vegetativen Regulationsfähigkeit des Testsubjektes gegenüber EMF-induzierten neurophysiologischen Signifikanzen anhand eines Vergleichs mit EPM/NFP-Vergleichsdaten durchgeführt wird. Die Vergleichsdaten basieren auf aktuellen oder vergangenen Messungen am Testsubjekt selbst oder auf Erfahrungswerten externer EPM/NFP-Testserien. Alternativ oder ergänzend kann auch eine graduelle, z.B. in Prozent ausgebbare Bewertung anhand der im NFP-Verlauf erfassten Geschwindigkeit, mit welcher der Organismus des Testsubjektes nach Detektion EMF-induzierter neurophysiologischer Signifikanzen im NFP-Verlauf wieder zu einem standardisierten oder individuell berechneten NFP-Regelverlauf, also zu definierten Soll-Werten zurückkehrt, durchgeführt werden.

Durch eine zeitgleiche Erfassung und Analyse von elektrophysiologischen Messwerten des Testsubjekts, insbesondere von darin ablesbaren individuell-konstitutionellen Bedingtheiten, ist es weiterhin möglich, dass anhand hierbei detektierter, miteinander korrelierender Signifikanzen eine Ermittlung individueller Wirkschwellen hinsichtlich Energiedichte (insbesondere HF-Leistungsflussdichte) und/oder Signalformen bzw. Modulationen und/oder Frequenzen und/oder Expositionsdauer und/oder hinsichtlich des Vorliegens einer bestimmten Kombination an vorgenannten EMF-Wirkgrößen oder Funkart-Immissionen) erfolgt, ab welchen vegetative Prozesse eines jeweiligen Testsubjekts durch EMF-Immissionen beeinflusst bzw. in ihrer natürlichen Funktion gestört werden. Derart ermittelte Wirkschwellen können über ein Ausgabegerät angezeigt werden.

Anhand hierbei generierter Daten ergeben sich weitere Möglichkeiten, um einem Nutzer des erfindungsgemäßen Analysesystems Empfehlungen zur Steigerung seiner Regenerations- und Leistungsfähigkeit

zu geben, z.B. die Vermeidung bestimmter Signalcharakteristiken oder Funkarten bzw. Substitution durch alternative Funktechniken, Empfehlung einer bestimmten Zeitspanne bzw. Regenerationsphase unter verminderter EMF-Exposition, Ausgabe einer Warnmeldung bei Erreichen einer definierten (gegebenenfalls individualisierten, d.h. auf die neurophysiologische Konstitution bzw. Sensibilität des jeweiligen Testsubjekts abgestimmten) Wirkschwelle etc.

Das Erreichen vorbezeichneter Wirkschwellen bzw. als zulässig oder kritisch erachteter Immissions-Dosen bzw. -konfigurationen kann auch in einer Messanordnung mit einem Stand-Alone-Gerät zur Erfassung von EMF-Immissionen (ohne gleichzeitige Erfassung elektrophysiologischer Messwerte eines Testsubjekts) z.B. in einem Wohn-, Arbeits- oder öffentlichen Raum festgestellt werden. Als zulässige bzw. unkritische oder kritische Wirkschwellen können hierbei vor- und nachfolgend angeführte EMF-Charakteristiken herangezogen werden, welche im Zuge von individuell-personenbezogenen oder verallgemeinernden Mess- und Analyseergebnissen bzw. statistischen Erhebungen mittels eines erfindungsgemäßen Verfahrens gewonnen wurden. Ergänzend oder alternativ können als Wirkschwellen auch bisher gültige offizielle EMF/HF-Grenz- und Empfehlungswerte definiert werden wie z.B. zulässige Leistungsflussdichten gemäß ICNIRP. Bei Erreichen dieser Wirkschwellen, deren Parameter insbesondere auch auf eine bestimmte Zeitdauer bezogen sein können, kann eine entsprechende Information bzw. Warnung ausgegeben werden. Eine solche Information oder Warnung kann einem Nutzer des erfindungsgemäßen Systems insbesondere auf visuelle oder akustische Weise angezeigt werden, z.B. auf einem Display eines prozessorgesteuerten Endgeräts wie vorzugsweise einem PC, Tablet, Smartphone oder einer entsprechenden App.

Gemäß einer vorgenannten Stand-Alone Monitoring-Variante ist ein erfindungsgemäßes Analyseverfahren auch ausführbar, indem eine Evaluierung des Einflusses von EMF-Immissionen auf neurophysiologische Funktionsparameter des Testsubjekts durch folgende Maßnahmen erfolgt:

- der Verlauf von EMF-Feldern aus dem von der Datenkonvertierungseinrichtung bereitgestellten EPM-kompatiblen Informationsdatensatz über einen definierten Zeitraum erfasst wird;
- in diesem EMF-Verlauf (ggf. kann eine Vielzahl an Verläufen für spezifische Funkarten oder EMF-Wirkgrößen erfolgen) Signifikanzen detektiert werden;
- ein Vergleich des EMF-Verlaufs (ggf. kann eine Vielzahl an Verläufen für spezifische Funkarten oder EMF-Wirkgrößen erfolgen) und hierbei detektierter Signifikanzen mit einem oder mehreren Referenz-EMF-Verläufen und hierbei erfasster Referenz-EMF-Signifikanzen erfolgt, welche in einer der aktuellen Messanordnung vorausgehenden Messanordnung ermittelt wurden und nun in Form von digitalen oder analogen Daten, vorzugsweise in Form von grafischen Verläufen, alphanumerischen oder algorithmischen Daten, Statistikwerten, Funktionen oder Funktionsgraphen auf einer Speichereinrichtung vorgehalten werden, wobei die hierbei zum Vergleich herangezogenen Referenz-EMF-Signifikanzen solche EMF-Verlaufsänderungen darstellen, welche in früheren Analysesettings mit dem aktuellen Testsubjekt oder mit dritten Testsubjekten als Triggerereignisse, d.h. als eine zeitlich korrelierende neurophysiologische Signifikanz auslösend erkannt wurden.

Je nach Anzahl oder Häufigkeit aktuell erfasster EMF-Signifikanzen, welche hinsichtlich ihrer Charakteristik mit Referenz-EMF-Signifikanzen korrelieren, kann eine Bewertung der an einem evaluierten Ort gegebenen Immissions-Situation erfolgen.

Eine daten- und verarbeitungsökonomische Verfahrensvariante zur Erfassung und Weiterverarbeitung von verschiedenen EMF-Feldern wird vorgeschlagen, indem in einer Datenlogging-Applikation auf Seiten der elektrophysiologischen Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung mehrere EMF-Verläufe unterschiedlicher Frequenzbänder oder Funkstandards (oder Frequenzband-Gruppen oder Funkstandard-Gruppen) gleichzeitig darstellbar und verarbeitbar sind, indem die in der EPM-Datenlogging-Applikation oder einem entsprechenden Oszillogramm-Monitor vorzugsweise in der Einheit [mV] dargestellte Spannung bzw. Verlaufs-Amplitude in eine positive und eine negative Richtung – bezogen auf ein Null-Niveau bzw. im Falle einer grafischen Darstellung einer horizontalen indizierten oder

imaginären Linie – ausschlagen kann, wobei der oberhalb des Null-Niveaus befindliche Skalenbereich anderen EMF-Frequenzbändern oder Funkstandards zugeordnet ist als zeitgleich erfassten weiteren EMF-Frequenzbändern oder Funkstandards, welche im unterhalb des Null-Niveaus befindlichen Skalenbereich darstellbar sind, wobei die Amplitudenwerte sowohl im positiven als auch im negativen Bereich jeweils als Absolutwerte verarbeitet werden.

Gemäß einer bevorzugten Auswertung erfolgt eine Summenbildung von EMF-Wirkgrößen mehrerer verschiedener EMF-Emittenten oder Funkarten (insbesondere hinsichtlich Leistungsflussdichte, eventuell auch hinsichtlich anderer vorgenannter Parameter), vorzugsweise eine Summenbildung von EMF-Sensordaten aus allen Raumesrichtungen. Hierbei können auch Leistungsflussdichte-Summenbildungen und entsprechende zeitliche Verläufe gemäß ICNIRP-Schema z.B. über 8h oder 24h herangezogen und in einer EPM-Auswerteeinrichtung erfindungsgemäß analysiert werden.

Der primäre Fokus der vorliegenden Anwendung liegt in der Analyse einer Wechselwirkung hochfrequenter EMF-Immissionen mit dem menschlichen Organismus. Es hat sich jedoch gezeigt, dass auch andere Wirkgrößen niederfrequente elektrische und magnetische Wechselfelder und elektrische und magnetische Gleichfelder und hörbarer sowie unhörbarer (Infra- und Ultra-)Schall einen relevanten Einfluss auf neurophysiologische Abläufe haben. Insbesondere ist es für ein effizientes Regenerations- und Leistungsmanagement von Bedeutung, welche kumulativen oder synergetischen Wirkungen sich bei derartigen Immissionen im Zusammenspiel mit zeitgleich wirkenden HF-EMF-Immissionen ergeben. Die genannten Immissionen können in analoger Weise zu den in den vorangehenden Ansprüchen 1-38 angeführten Verfahrensschritten in einen EPM-kompatiblen Informationsdatensatz konvertiert und in ihrem zeitlichen Verlauf mit zeitgleich erfassten neurophysiologischen Funktionsparametern eines Testsubjekts verglichen werden.

Gemäß einer weiteren Ausführungsvariante ist es daher vorgesehen, dass die EMF-Sensoreinrichtung niederfrequente elektrische und/oder magnetische Wechselfelder und/oder elektrische und/oder magnetische Gleichfelder detektiert.

Gemäß einer Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird der Einfluss von IEE 802-basierten Immissionen wie insbesondere Bluetooth und/oder Audio Beacons (Infraschall- oder Schall- oder Ultraschallsignalen) erfasst, welche im Zuge eines Cross-Device-Tracking (XDT), insbesondere Ultrasound Cross-Device Tracking (uXDT) von Smartphones oder tragbaren Multimedia-Geräten ausgesendet werden und zur Positionserkennung mit im Nahbereich, i.d.R. im Umkreis von mehreren Metern befindlichen Smartphones oder tragbaren Multimedia-Geräten dritter Nutzer via gemeinsamer App-Schnittstelle kommunizieren. Hierbei werden die Wirkgrößen der XDT-Immissionen unter Nutzung eines Audiosensors zur Erfassung der Schallsignale erkannt und in analoger Weise zu den in den vorangehenden Ansprüchen 1-39 angeführten Verfahrensschritten in einen EPM-kompatiblen Informationsdatensatz konvertiert und in ihrem zeitlichen Verlauf mit zeitgleich erfassten neurophysiologischen Funktionsparametern (NFP) des Testsubjekts verglichen und korrelierende Signifikanzen detektiert. Derzeit eingesetzte XDT-Systeme können alternativ oder ergänzend zum Bluetooth-Standard auch WLAN- oder andere IEE 802-Nahbereichs-Funkstandards nutzen. Mittels des Audio-Sensors können auch Schall-Immissionen anderer technischer Einrichtungen wie etwa von Haustechnikinstallationen, Wärmepumpen, Windrädern etc. erfasst und in ihrer Auswirkung auf regulatorische Mechanismen des autonomen Nervensystems analysiert werden.

Die Ansprüche 43 bis 66 richten sich korrespondierende Vorrichtungsansprüche zur Durchführung eines Verfahrens gemäß den vorangehend beschriebenen Ansprüchen 1 bis 42. Unteransprüche ermöglichen eine besonders flexible Nutzung erfindungsgemäßer Anordnungen und fertigungstechnische Vorteile.

Anspruch 43 beschreibt eine Anordnung zur Erfassung von auf ein Testsubjekt oder einen Aufenthaltsort einwirkenden Immissionen elektrischer und/oder magnetischer und/oder elektromagnetischer Felder,

umfassend mindestens eine EMF-Sensoreinrichtung zum Erfassen von elektrischen und/oder magnetischen und/oder elektromagnetischen Immissions-Messsignalen, mindestens eine elektrophysiologische Messeinrichtung zum Erfassen von elektrophysiologischen Messsignalen, wobei zwischen der EMF-Sensoreinrichtung und der elektrophysiologischen Messeinrichtung eine über eine drahtgebundene oder drahtlose Datenschnittstelle verbundene Datenkonvertierungseinrichtung angeordnet ist, mittels welcher von der EMF-Sensoreinrichtung empfangene EMF-Immissions-Messsignale in zeitlich indexierter Folge erfassbar und in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung umsetzbar und als EPM-kompatibler Informationsdatensatz zur weiteren Auswertung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42 an die elektrophysiologische Messeinrichtung oder an eine mit dieser in Datenverbindung stehende prozessorgesteuerte Auswerteeinrichtung übermittelbar sind.

In einer besonders bevorzugten Ausführung ist die elektrophysiologische Messeinrichtung, in welche der Informationsdatensatz einlesbar ist, ist eine Elektrokardiogramm-Messeinrichtung ist, wobei die Abtastrate der EKG-Messeinrichtung vorzugsweise mehr als 500 Hz, bevorzugt mehr als 1000 Hz, besonders bevorzugt zwischen 1000 und 8000 Hz oder mehr als 10000 Hz beträgt.

Die Anordnung umfasst eine elektrophysiologische Sensoreinrichtung mit einer beliebigen Anzahl an Sensorelementen oder Messelektroden, mittels welcher vom Körper des Testsubjekts abgelesene elektrophysiologische Messsignale, vorzugsweise EKG- oder EEG-Signale, in zeitlich indexierter Folge erfassbar und an die elektrophysiologische Messeinrichtung oder Auswerteeinrichtung übermittelbar sind.

Des Weiteren umfasst die elektrophysiologische Messeinrichtung oder Auswerteeinrichtung eine mit dieser in Datenverbindung stehende Speichereinrichtung, auf welcher ein oder mehrere Auswertelgorithmen zur Durchführung eines Analyseverfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42 hinterlegt sind. Die Auswertung des EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes und/oder der elektrophysiologischen Messsignale ist entweder unmittelbar in der elektrophysiologischen Messeinrichtung oder einer dieser zugeordneten Auswerteeinrichtung durchführbar. In einer alternativen Anordnung können die entsprechenden Daten auch an eine externe, z.B. serverbasierte Auswerteeinrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Analyseverfahrens übermittelt werden.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsvariante sind die EMF-Sensoreinrichtung und/oder die elektrophysiologische Sensoreinrichtung und/oder die elektrophysiologische Messeinrichtung und/oder die Datenkonvertierungseinrichtung in einer am Testsubjekt applizierbaren, portablen Geräteanordnung kombiniert (die Bauelemente können hierbei in einem einzigen Gerät integriert sein oder über kabel- oder schnurlose Schnittstellen miteinander verbunden sein): Hierbei können die vorgenannten Elemente einzeln oder miteinander integriert vorzugsweise an einem Brustgurt oder an einem Armband applizierbar oder als Smart-Watch oder als sonstiges am Körper des Testsubjekts applizierbares Wearable-Gerät ausgeführt sein.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die elektrophysiologische Sensoreinrichtung im Gebrauchszustand vorzugsweise an der Brust oder einem anderem Körperbereich appliziert, wobei von dieser Sensoreinrichtung oder vom elektrophysiologischen Messgerät, und vorzugsweise auch von einer externen, z.B. via Internet- oder Drahtlosverbindung verbundenen, insbesondere serverbasierten Auswerteeinrichtung auf ein tragbares, z.B. am Handgelenk anbringbares Ausgabegerät erfindungsgemäß generierte Informationen übermittelt und angezeigt werden. Eine Datenübertragung zwischen Messeinrichtung und Ausgabegerät kann auf drahtlose Weise, z.B. über Bluetooth-Standard stattfinden. In einer besonders bevorzugten Ausführungsform sind die elektrophysiologische Messeinrichtung, vorzugsweise samt EMP- und/oder EMF-Sensoreinrichtung, und die Auswerteeinrichtung in einem am Testsubjekt applizierbaren Gerät kombiniert oder ist die Auswerteeinrichtung an einem externen Standort positioniert und sind mittels der elektrophysiologischen Sensoreinrichtung ermittelte Datensätze unter Zwischenschaltung der signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung an diese externe, vorzugs-

weise serverbasierte Auswerteeinrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Analyseverfahrens übermittelbar.

Eine besonders kompakte und für einen Nutzer flexible handhabbare Ausführungsform der erfindungsgemäßen Anordnung wird ermöglicht, indem die elektrophysiologische Sensoreinrichtung in das Gehäuse einer tragbaren elektrophysiologischen Messeinrichtung integriert ist und mindestens zwei, eine Gehäusewandung der elektrophysiologischen Messeinrichtung durchsetzende Messelektroden zur Erfassung bioelektrischer Potentialdifferenz aufweist, welche mit einer innerhalb des Gehäuses angeordneten Platine in leitender Verbindung stehen, wobei die Platine eine Prozessoreinrichtung zum Empfangen und Abspeichern oder zumindest teilweisen Weiterverarbeiten der über die Messelektroden erfassten elektrophysiologischen Messsignale aufweist.

Die Anordnung kann mit einer visuellen, akustischen oder sensorischen Ausgabeeinheit assoziiert sein bzw. in Datenverbindung stehen, vorzugsweise in Form eines elektronischen Displays, auf welchem dem Nutzer einer oder mehrere Parameter gemäß der vorangehenden Anspruchsmerkmale ausgegbar ist.

Die EMF-Sensoreinrichtung kann ein Hochfrequenz-Sensor und/oder ein Sensor für elektrische und/oder magnetische Wechselfelder und/oder ein Sensor für elektrische und/oder magnetische Gleichfelder sein, wobei die Sensoren jeweils ein- oder mehrteilig ausgeführt und eine Mehrzahl an Sensorelementen umfassen können.

In einer erweiterten Ausführungsform kann auch eine Audio-Sensoreinrichtung vorgesehen sein, mittels welcher Schall und/oder Infraschall und/oder Ultraschall erfassbar ist und diese Schall-Immissionen in analoger Weise zu den in den vorangehend angeführten Verfahrensschritten in einen EPM-kompatiblen Informationsdatensatz konvertierbar und in ihrem zeitlichen Verlauf mit zeitgleich erfassten neurophysiologischen Funktionsparametern (NFP) des Testsubjekts vergleichbar und korrelierende Signifikanzen detektierbar sind. Insbesondere kann unter Nutzung eines Audio-Sensors bzw. eines vorzugsweise in ein kombiniertes EPM-Messgerät integrierten Mikrophons der Einfluss von Audio Beacons erfasst werden, welcher von Smartphone-App-basierten Ultrasound Cross-Device Tracking (uXDT) Systemen in Zusammenspiel mit Bluetooth-Signalen oder anderen IEE 802-basierten Drahtlos-EMF-Signalen ausgeht.

Vertiefende Analysemöglichkeiten werden eröffnet, indem die Anordnung mindestens eine weitere der folgenden biomedizinischen Sensoreinrichtungen umfasst, deren hierbei erhaltene Mess- und Berechnungswerte als neurophysiologische Funktionsparameter bzw. deren Verläufe analog zu den in den vorangehenden Ansprüchen angeführten Verfahrensschritten für einen Vergleich mit zeitgleich erfassten EMF- und/oder weiteren NFP-Verläufen herangezogen werden:

- ein Foto-Plethysmographie / PPG Sensor (zur Erfassung arterieller und venöser Blutvolumenänderungen in der Hautoberfläche anhand der Absorption von Infrarotstrahlung) und/oder
- ein Multi-Frequenz-Bioimpedanz Sensor, insbesondere zur Körperflüssigkeitsanalyse oder zur Puls-Schlagvolumenmessung oder zur Impedanz-Tomographie und/oder
- einen Mikrozirkulations-Sensor (Laser-Doppler) und/oder
- einen Videosensor zur Erfassung von pulsinduzierten Bewegungen an der Körperoberfläche und/oder
- einen Schallsensor zur kontaktlosen oder körperkontaktierenden Erfassung von Körpervibrationen (insbesondere im MHz- oder GHz-Bereich) und/oder
- einen Sensor zur Erfassung der von der Körperoberfläche des Testsubjekts ausgehenden Wärmestrahlung oder von der Körperoberfläche des Testsubjekts abgestrahlter (nicht temperaturabhängiger, zellaktivitätsbedingter) Mikrowellenstrahlung, vorzugsweise unter differenzierter Erfassung der Abstrahlung von mehreren unterschiedlichen Körperarealen und/oder
- einen Sensor zur Atemgasanalyse (e-Nose) und/oder
- eine Einrichtung zur Blutanalyse.

Die Datenkonvertierungseinrichtung ist vorzugsweise als steckbares Modul ausgeführt, welches mit der EMF-Sensoreinrichtung und der elektrophysiologischen Messeinrichtung in Datenverbindung bringbar ist, wobei die Datenübertragung in jede Richtung sowohl drahtgebunden als auch drahtlos erfolgen kann.

Die Datenschnittstelle kann mehrere Datenübertragungskanäle umfassen, von welchen mindestens ein Datenübertragungskanal zur Übertragung von EMF-Immissions-Messsignalen bzw. eines aus diesen generierten EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes vorgesehen ist, während mindestens ein weiterer Datenübertragungskanal zur Übertragung von am Organismus eines Testsubjekts gemessenen elektrophysiologischen Messsignalen wie vorzugsweise von EKG-Signalen vorgesehen ist.

Um eine bereits in den Verfahrensansprüchen beschriebene Selektion von EMF-Daten zu ermöglichen, ist eine Filtereinrichtung mit einer beliebigen Anzahl an Filterstufen vorgesehen, welche aus den von der Datenkonvertierungseinrichtung an die elektrophysiologische Messeinrichtung bzw. Auswerteeinrichtung übermittelten Signaldaten ein oder mehrere definierte, insbesondere in Anspruch 19 angeführte Frequenzbänder oder Modulationsarten selektiv erfasst oder unterdrückt, wobei die Filtereinrichtung vorzugsweise an der Schnittstelle zwischen der Datenkonvertierungseinrichtung und der elektrophysiologischen Messeinrichtung angeordnet oder mit der elektrophysiologischen Messeinrichtung assoziiert bzw. in diese integriert ist. Die Filtereinrichtung kann auch in die Datenkonvertierungseinrichtung oder in die EMF-Sensoreinrichtung integriert sein.

Gemäß einer bevorzugten Anordnungsform sind die ein- oder mehrteilige EMF-Sensoreinrichtung und/oder die ein- oder mehrteilige elektrophysiologische Sensoreinrichtung in oder an einer oder mehreren Haltevorrichtungen angeordnet, wobei die Haltevorrichtung als Brustgurt oder als Armband oder als sonstiges im Wesentlichen band- oder flächenförmiges Element ausgeführt ist, mittels welchem ein Extremitätenteil des Testsubjekts umschlingbar oder welches an einem vorgesehenen Körperabschnitt applizierbar ist, wobei die Haltevorrichtung vorzugsweise aus einem zumindest teilweise elastischen Trärgewebe besteht.

Eine für den Benutzer einfache und flexible Handhabung der Sensoreinrichtungen wird insbesondere ermöglicht, indem die ein- oder mehrteilige EMF-Sensoreinrichtung und die ein- oder mehrteilige elektrophysiologische Sensoreinrichtung in oder an einer gemeinsamen Haltevorrichtung angeordnet sind.

Die EMF-Sensoreinrichtung und die elektrophysiologische Sensoreinrichtung können hierbei unter einem beliebigen Abstand zueinander, vorzugsweise direkt nebeneinander oder übereinander angeordnet sein. In einer besonders bevorzugten Ausführungsvariante sind die EMF-Sensoreinrichtung bzw. diese konstituierende erste Sensorelemente und die elektrophysiologische Sensoreinrichtung bzw. diese konstituierende zweite Sensorelemente voneinander separiert, jedoch nebeneinander und im Wesentlichen parallel zu einer Längsachse eines Brustgurtes oder eines anderen bandförmigen, zur Applikation am Testsubjekt vorgesehenen Halteelementes angebracht. Die Haltevorrichtung besteht vorzugsweise aus einem zumindest teilweise elastischen Trärgewebe. Durch die Elastizität der Haltevorrichtung ist gewährleistet, dass die elektrophysiologische Sensoreinrichtung mit ihren Elektroden in unterbrechungsfreiem Kontakt zur Hautoberfläche des Testsubjekts steht und valide Signale liefert.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Anordnungsform sind ein oder mehrere Antennenelemente der EMF-Sensoreinrichtung zumindest abschnittsweise von einer vorzugsweise elastischen Hüllstruktur umgeben und beweglich in dieser gehalten, wobei die Hüllstruktur lösbar oder integral mit der Haltevorrichtung verbunden ist und wobei vorzugsweise mindestens ein Antennenelement aus der Hüllstruktur lösbar und wieder in diese integrierbar ist.

Die Hüllstruktur kann als ein- oder mehrteiliges, z.B. band- oder flächenförmiges Element ausgeführt sein, mittels welchem die EMF-Sensoreinrichtung bzw. deren Antennenelemente zumindest abschnitts-

weise umschlingbar oder kontaktierbar sind. Die Sensor- bzw. Antennenelemente sind auf diese Weise schwimmend gelagert. Je nach Art der Kontaktierung durch die Hüllstruktur kann die Bewegungsfreiheit der Antennenelemente z.B. in axialer Richtung bestimmt werden, während sie z.B. in lateraler Richtung eingeschränkt ist. Durch eine solche Anordnung kann sich die z.B. als Brustgurt oder sonstiges textiles Element ausgeführte Haltevorrichtung frei dehnen, ohne dass die EMF-Sensoreinrichtung bzw. deren metallische Antennenstruktur hierbei entsprechenden Zug-, Biege- und Torsionsbeanspruchungen ausgesetzt wird. Aufgrund der Minimierung mechanischer Beanspruchung kann die Lebensdauer der EMF-Sensoreinrichtung wesentlich verlängert werden. Die Hüllstruktur kann insbesondere in Form einer oder mehrerer Schlaufen, Taschen-, Rohr- oder Ring- oder sonstiger Umfassungselemente ausgeführt sein. In einer bevorzugten Ausführungsform sind die EMF-Sensoreinrichtung bzw. deren Antennenelemente aus der Hüllstruktur und damit von der Haltevorrichtung lösbar und wieder in diese integrierbar. Auf diese Weise kann die (aufgrund ihrer unmittelbar auf der Hautoberfläche erfolgenden Applikation vielfach schweißdurchtänkte) Haltevorrichtung samt der Hüllstruktur gewaschen werden, ohne dass hierbei die Antennenstruktur strapaziert wird. Unter Vorsehung einer erfindungsgemäßen Hüllstruktur bzw. schwimmenden Lagerung ergeben sich auch fertigungstechnische Vorteile, da eine EMF-Antennenstruktur somit auf einfache Weise an eine Haltevorrichtung, z.B. an einen bereits gebräuchlichen und zur Serienreife entwickelten EKG-Brustgurt angebracht werden kann, indem dieser einfach z.B. mit zusätzlichen Schleifenelementen versehen wird.

Ein besonders flexibler Einsatz der Sensoreinrichtungen, insbesondere von EMF-Sensor- bzw. Antennenelementen wird ermöglicht, indem die (jeweils ein- oder mehrteilig ausgeführte) EMF-Sensoreinrichtung und/oder die elektrophysiologische Sensoreinrichtung in ein Pflasterelement integriert ist, welches mittels einer Klebefläche am Körper des Testsubjekts haftbar und wieder lösbar ist. Der Einsatz gegenständlicher Sensor-Pflaster eignet sich insbesondere für über mehrere Stunden oder Tage gehende Messungen, währenddessen das Testsubjekt seinen alltäglichen, beruflichen oder sportlichen Aktivitäten nachgehen kann, ohne dass seine Bewegungsfreiheit von einer Messapparatur in nennenswerter Weise beeinträchtigt ist. Die Pflasterelemente können samt Sensorelementen als Einwegartikel ausgeführt sein. Die Sensorelemente können aber auch nach Gebrauch vom Pflasterelement gelöst und zu einem späteren Zeitpunkt mittels eines neuen Pflasterelementes am Körper appliziert werden. Die Sensoreinrichtungen bzw. deren Sensorelemente können auch auf mehrere Pflasterelemente verteilt angeordnet sein, welche an verschiedenen Stellen des Körpers, insbesondere auch am Kopf appliziert werden.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Anordnungsform kann die ein- oder mehrteilige EMF-Sensoreinrichtung und/oder die ein- oder mehrteilige elektrophysiologische Sensoreinrichtung Teil eines textilen, vorzugsweise elastisch dehnbaren Kleidungsstückes wie insbesondere eines Hemdes oder einer Hose oder einer Kopfbedeckung sein und ist mit diesem Kleidungsstück entweder lösbar oder integral verbunden, vorzugsweise in das Kleidungsstück eingewebt, oder angenietet, oder angeclipst, oder angenäht, oder angeklebt oder mittels Klettverbindung appliziert.

Als Hemd wird im vorliegenden Zusammenhang jedes zur zumindest abschnittsweisen Umkleidung des Oberkörpers vorgesehene Kleidungsstück angesehen, womit sowohl Langarm- als auch Kurzarm-Shirts, Unterhemden, Pullover und dgl. umfasst sind. Auch bei der Hose kann es sich insbesondere um eine (kurze oder lange) Unterhose handeln. Das Kleidungsstück kann hierbei auch mehrteilig sein bzw. können die EMF-Sensoreinrichtung und/oder elektrophysiologische Sensoreinrichtung auf mehrere Kleidungsstücke verteilt angeordnet sein.

Um die unmittelbar am Körper des Testsubjekts gegebene, von externen Emittenten einwirkende EMF-Belastungssituation valide erfassen zu können, ist die ein- oder mehrteilige EMF-Sensoreinrichtung in möglichst kurzer Distanz zum Körper bzw. zur Hautoberfläche des Testsubjekts angeordnet oder liegt in einer besonders bevorzugten Ausführungsform direkt an der Hautoberfläche an. Als Textilien im vorliegenden Zusammenhang, auch in Hinblick auf vor- und nachfolgend erwähnte Gurte und Haltevor-

richtungen, werden Gewebe, Gewirke, Gestricke, Geflechte und dgl. aus beliebigen Stoffen oder Verbundmaterialien verstanden.

Mittels einer Einbindung flexibler Antennenstrukturen in Textilien und insbesondere auch mittels einer vorangehend beschriebenen Pflaster-Haftmethode wird eine direkte Erfassung der (HF-)EMF-Nahfeld-Exposition ermöglicht. In bisherigen Messsettings wurde lediglich eine Fernfeld-Exposition erfasst, welche jedoch hinsichtlich des tatsächlich auf den Organismus eines Testsubjekts ausgeübten bzw. von diesem absorbierten Immissionsquantums nur eingeschränkte Aussagekraft besitzt.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform umfasst die EMF-Sensoreinrichtung flexible, biegbare Antennenelemente, welche vorzugsweise als Wendelantenne oder/und Dipolantenne oder/und Patch oder/und Spulen oder/und Stabantennen oder/und mit Antennen bzw. aufgedruckten Antennen oder Sensorstruktur bestückte flexible Leiterplatten ausgeführt sind. Die flexiblen Antennenelemente ermöglichen es, in Gewebe oder Trägerelemente wie Gurte und dgl. eingearbeitet oder eingewoben zu werden. Bevorzugt werden hierbei Antennenstrukturen mit Bandpassfunktion zur Selektion bestimmter Frequenzbänder oder Frequenzbandgruppen mit Halbleiter- oder mechanischen Schaltelementen eingesetzt. Die von der EMF-Sensoreinrichtung bzw. entsprechende Antennenelementen erfassten EMF-Messsignale können auch durch kapazitive und/oder induktive Ankopplung an die Datenkonvertierungseinrichtung übermittelt werden. Ebenso kann der EPM-kompatible Informationsdatensatz durch kapazitive und/oder induktive Ankopplung von der Datenkonvertierungseinrichtung an die elektrophysiologische Messeinrichtung übermittelt werden.

Gemäß einer speziellen Ausführungsvariante umfasst die EMF-Sensoreinrichtung und/oder die EMP-Sensoreinrichtung einen oder mehrere passive Sensoren ohne eigene Stromversorgung, welche ihre Energie aus dem zu messenden Feld beziehen und/oder welche keine eigenen Störfelder erzeugen. Auch zu den Sensorelementen benachbarte elektronische Bauteile und Kabelführungen können gegen EMF-Felder abgeschirmt sein. Solcherart werden von den Sensoren und angrenzenden Bauteilen keine eigenen Störfelder erzeugt, welche wiederum den Körper bzw. dessen regulatorische Prozesse beeinflussen könnten. Um einen optimalen Tragekomfort zu ermöglichen, werden bevorzugt Sensorelemente in miniaturisierter Ausführung verwendet.

Von besonderer Bedeutung für die Validität des Analyseergebnisses ist die Position der (ein- oder mehrteiligen) EMF-Sensoreinrichtung. So ist es gemäß einer bevorzugten Anordnungsvariante vorgesehen, dass die EMF-Sensoreinrichtung maximal 10 m, vorzugsweise maximal 2 m, besonders bevorzugt weniger als 50 cm vom Körper bzw. der Hautoberfläche des Testsubjekts angeordnet ist oder direkt am Testsubjekt anliegt.

Als direktes Anliegen am Testsubjekt kann im vorliegenden Zusammenhang sowohl ein Kontaktieren der Hautoberfläche verstanden werden als auch eine Applikation der EMF-Sensoreinrichtung auf einem peripheren Kleidungsstück unter Zwischenlage eines oder mehrerer weiterer Textilagen.

Zum Erhalt aussagekräftiger, auf jeweilige Nutzer oder Zielgruppen bezogener Ergebnisse ist die EMF-Sensoreinrichtung grundsätzlich in möglichst unmittelbarer Nähe des Testsubjekts anzuordnen. Eine gegenständliche EMF-Evaluierung könnte jedoch auch auf ein Zimmer oder ein gesamtes Gebäude beziehen, in welchem sich das elektrophysiologisch observierte Testsubjekt aufhält oder auf Grundstück oder einen öffentlichen Platz. Da hochfrequente und elektrische Felder durch Hauswände und massive Bauteile deutlich abgeschwächt werden, sollte die EMF-Sensoreinrichtung im gleichen Raum angeordnet sein, in welchem auch die elektrophysiologische Sensoreinrichtung angeordnet ist bzw. in welcher die elektrophysiologische Untersuchung des Testsubjekts stattfindet. Vorzugsweise sollten sich sowohl die EMF-Sensoreinrichtung als auch die elektrophysiologische Sensoreinrichtung während der Messung in unmittelbarer Nähe zueinander sowie zum Testsubjekt befinden (vorzugsweise jeweils max. 2 m, besonders bevorzugt weniger als 50 cm voneinander entfernt). Idealerweise in einer gemeinsamen

Haltevorrichtung angeordnet, sind die EMF-Sensoreinrichtung und die elektrophysiologische Sensoreinrichtung direkt nebeneinander oder übereinander platziert, z.B. in einer gemeinsamen Haltevorrichtung, welche vorzugsweise als Brustgurt oder als Armband oder als sonstiges im Wesentlichen band- oder flächenförmiges Element ausgeführt ist, mittels welchem ein Extremitätenteil des Testsubjekts umschlingbar ist oder welches an einem vorgesehenen Körperabschnitt des Testsubjekts applizierbar ist (z.B. mittels Klett-, Clips-, Klebeverbindung oder dgl.).

Durch eine solche Anordnung kann der an einem jeweiligen Ort stattfindende Einfluss von EMF-, insbesondere HF-Immissionen in Hinsicht auf humanbiologische Auswirkungen bei einem mittels elektrophysiologischer Messung observiertem Testsubjekt valide mit den am selben Ort ermittelten elektrophysiologischen Messergebnissen referenziert und verglichen werden.

Sie EMF-Sensoreinrichtung kann mehrere Sensor- bzw. Antennenelemente umfassen, wobei mindestens ein Sensorelement an der Vorderseite des Körpers des Testsubjekts angeordnet ist und mindestens ein weiteres Sensorelement an der Rückseite des Körpers des Testsubjekts, wobei vorzugsweise auch an einem seitlichen (Arm-, Bein- oder Flanken-) Bereich des Körpers mindestens ein weiteres Sensorelement vorgesehen ist, sodass mit einer Mehrzahl an Sensorelementen von verschiedenen Richtungen an das Testsubjekt herankommende EMF- (insbesondere HF-) Immissionen gemäß ihrer Einstrahlungsrichtung differenziert gemessen werden können. Hierbei können neben der Leistungsflussdichte der aus bestimmten Raumrichtungen einwirkenden EMF- bzw. HF-Immissionen auch alle anderen vorgenannten EMF-Parameter wie insbesondere Modulation und Frequenz differenziert bestimmt werden. Auf diese Weise kann eine Zuordnung von EMF-Immissionen zu bestimmten EMF-Quellen erfolgen und in weiterer Folge auch eine Analyse des Impacts jeweiligen Quellen zugeordneter Immissionen auf die elektrophysiologisch ermittelten bzw. aus den EPM-Messsignalen abgeleiteten Körperfunktionen bzw. NFP-Funktionsparametern. Es kann somit eine Aussage getroffen werden, ob und in welchem Maße allfällige Arrhythmien oder signifikante Verlaufsscharakteristiken in einem physiologischen Funktionsparameter einer bestimmten EMF-Quelle oder einer EMF-Immission mit spezifischer Frequenz, Modulation oder Leistungsflussdichte zuordenbar sind, gegenüber welchen sich das Testsubjekt als sensibel erweist. Eine derartige Sensibilität kann subjektiv vollkommen unterschiedlich gelagert sein und ist mit einer erfindungsgemäßen Anordnung nun valide festgestellt werden.

Gemäß einer weiteren umfasst die Ausführungsvariante die EMF-Sensoreinrichtung mindestens 3, vorzugsweise mindestens 4 Sensorelemente, welche EMF-Immissionen aus verschiedenen Raumesrichtungen detektieren, wobei die EMF-Sensoreinrichtung vorzugsweise einen auf das Testsubjekt bezogenen (2- oder 3-dimensional betrachteten) 360°-Radius oder eine aus drei orthogonal zueinander angeordneten Raumeskoordinatenrichtungen (x, y, z) oder durch Polarkoordinaten definierte sphärische Empfangscharakteristik zur allseitigen Lokalisierung einwirkender EMF-Wirkgrößen aufweist. Mehrere Sensorelemente weisen hierbei jeweils eine zu anderen Sensorelementen der EMF-Sensoreinrichtung unterschiedliche Richtcharakteristik auf, um jeweils einen definierten Raumesbereich abzudecken. Die von einem jeweiligen Sensorelement abgedeckte Empfangsrichtung kann hierbei durch ihre jeweilige Anordnung an bestimmten Körperbereichen des Testsubjekts (vorne, hinten seitlich etc.) bedingt sein oder auch unabhängig von Applikation und Lage der Sensorelement vorgesehen sein, indem jedes Sensorelement eine fix zugewiesene Raumesrichtung z.B. eines dreidimensionalen x/y/z-Koordinatensystems auf einstrahlende EMF-Wirkgrößen observiert. Durch eine solche Rundum-Betrachtung mit eindeutiger lokaler Identifikation jeweiliger EMF- bzw. HF-Immissionen samt deren charakteristischen Parameter wie Leistungsflussdichte, Frequenz, Modulation etc. können weitaus differenziertere Zusammenhänge zu allfälligen Auswirkungen der EMF- bzw. HF-Immissionen auf zeitgleich ermittelte physiologische Parameter des Testsubjekts gezogen werden. Insbesondere ist es auf diese Weise auch möglich, dem Testsubjekt konkrete Maßnahmen nahezu legen, um sich vor EMF-Immissionen, welche von einem bestimmten Emittenten ausgehen oder eine bestimmte, individuell sensibilisierend wirkende Wirkcharakteristik (insb. eine bestimmte Frequenz, Modulation oder Leistungsflussdichte) aufweisen, z.B. durch physikalische Abschirmmaßnahmen oder Umstellung des Schlafplat-

zes zu schützen.

Hinsichtlich der erfassten Intensität von EMF-Immissionen, insbesondere von hochfrequenter Strahlung macht es einen großen Unterschied, ob die EMF-Sensoreinrichtung bzw. deren Antennenelemente – insbesondere in einer Schlafposition, aber auch während wechselnder Positionen während des Arbeitstages – an einer jeweiligen EMF-Immissionsquellen zugewandten oder von diesen abgewandten Körperseite des Testsubjekts zum Liegen kommt. An einer Körperseite (z.B. bei einer schlafenden Person am Rücken) mit mehreren tausend Mikrowatt Leistungsflussdichte auftreffende EMF-Strahlung, kann auf einer dazu gegenüberliegenden Körperseite (z.B. im Falle einer in Brustmitte angeordneten EMF-Sensoreinrichtung bei gekrümmter Körperhaltung) aufgrund hierbei durch die Körpermasse auftretenden Strahlungsabsorption ggf. nur noch mit einem zweistelligen oder niederen dreistelligen Mikrowatt-Betrag messbar sein. Mittels eines erfindungsgemäßen Systems ist es möglich, zu differenzieren, welche EMF-Immissionen (hinsichtlich ihrer Art bzw. Signalcharakteristik und ihrer Quantität bzw. Intensität) auf bestimmten Körperseiten des Testsubjekts auftreten und inwieweit diese EMF-Immissionen vom Körper absorbiert werden oder diesen und somit seine Organe durchdringen. Die an direkt bestrahlten oder entfernteren Körperstellen unmittelbar oder zeitverzögert dabei auftretenden biologischen Reaktionen können auch durch eine Messung von Veränderungen der körpereigenen Wärmestrahlung oder einer nicht temperaturabhängigen vom Körper des Testsubjekts abgestrahlten Mikrowellenstrahlung erfasst werden.

Eine Ermittlung der auf ein Testsubjekt bzw. einen Ort bezogenen Einstrahlrichtung von EMF-Immissionen kann auch unter Heranziehung von öffentlichen Sendekatasterdaten bzw. –koordinaten erfolgen. Des Weiteren kann die Position von Sensor-/Antennenelementen in Bezug auf die Himmelsrichtung oder dreidimensionale Raumesrichtung und damit in Bezug zu jeweiligen EMF-Immissionsquellen anhand von Kompass- und/oder Bewegungs- oder Beschleunigungssensoren bzw. Gyrosensoren erfolgen, welche z.B. in der Haltevorrichtung bzw. in einem Brustgurt integriert oder mit der EMF-Sensoreinrichtung verbunden sind.

Die Datenschnittstelle der elektrophysiologischen Messeinrichtung kann einen Datenübertragungskanal umfassen, über welchen intermittierend bzw. alternierend sowohl EMF-Immissions-Messsignale bzw. ein aus diesen generierter EPM-kompatibler Informationsdatensatz als auch am Organismus eines Testsubjekts gemessene elektrophysiologische Messsignale wie vorzugsweise EKG-Signale übertragbar sind. Die intermittierende bzw. nach einem bestimmten Übertragungsprotokoll abwechselnde Übertragung von Signalen an die elektrophysiologische Messeinrichtung oder an eine mit dieser in Datenverbindung stehende Auswerteinrichtung kann hierbei in regelmäßigen und unregelmäßigen Abständen bzw. nach willkürlichen Datenübertragungsprotokollen erfolgen. Auf diese Weise kann ein gegenständliches Verfahren auch mit kostengünstigen Ein-Kanal-EKG- bzw. EPM-Messeinrichtungen durchgeführt werden. Es wird hierbei ein Kombinationssignal aus demodulierten EMF-Daten und EPM-Daten (insbesondere EKG-Spannungssignalen) über einen gemeinsamen Anschluss übertragen. Zur Differenzierung der EMF- und der EPM-Signale ist es vorgesehen, dass die Datenpakete der verschiedenen Signale jeweils richtig erkannt und zugeordnet werden. Zu diesem Zweck können geeignete Datenindexierungs- und Filtertechniken gemäß dem Stand der Technik herangezogen werden.

Anspruch 67 richtet sich auf eine Verwendung einer Elektrokardiogramm (EKG)- Mess- oder Auswerteinrichtung zur Erfassung von EMF-Verläufen und zur Durchführung eines Verfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42.

Anspruch 68 richtet sich auf eine Verwendung einer EKG-Datenlogging- und/oder einer EKG-Verlaufs-Darstellungss Applikation und/oder einer EKG-Signalanalyse-Applikation zur Durchführung eines Verfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42.

Es folgt die Beschreibung eines Ausführungsbeispiels der Erfindung. Die Erfindung wird nun anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

Anmerkung: Die nachfolgenden Diagramme sind im Original jeweils farbig und wurden in reine Schwarz-Weiß-Punktierungs-Grafiken aufgelöst, um den für eine Patentanmeldung bestehenden normativen Erfordernissen zu entsprechen. Ein durch ursprünglich farbliche Codierungen gegebener, zusätzlicher Informationsgehalt der Grafiken, z.B. betreffend Amplitudenstärken im Spektrogramm, ist in der technischen Beschreibung erläutert.

Es zeigen

- Fig.1 eine portable EKG-Messeinrichtung
- Fig.2 die EKG-Messeinrichtung aus Fig.1 in isometrischer Schnittdarstellung
- Fig.3 ein Brustgurt mit eingebetteter EMF-Antennenstruktur und Elektrodenhalterungen zur Aufnahme von EPM-Messelektroden
- Fig.4 ein aus den erfassten R-R Abständen ermitteltes Herzschlag-Diagramm
- Fig.5 eine schematische Darstellung der Applikation eines Brustgurts aus Fig.3 bzw. einer EKG Messeinrichtung am Testsubjekt (Zeit)
- Fig.6 ein Herzschlag-Diagramm
- Fig.7 eine aus EKG-Daten bzw. einem Herzschlag-Diagramm gemäß Fig.6 ermittelte, frequenzspezifische Leistungsspektraldichte (FTT – Fast Fourier Analyse)
- Fig.8 jeweiligen Frequenzbereichen gemäß Fig.6 entsprechende Herzfrequenzamplituden
- Fig.9 einen als dreidimensionales Spektrogramm („AutoChrones Bild“) dargestellten HRV-Frequenz- Informationsdatensatz, welcher die Spektralinformationen gemäß den vorangehenden Figuren 6-8 enthält
- Fig.10 eine schematische Darstellung einer erfindungsgemäßen Anordnung zur Erfassung und Analyse von elektrophysiologischen und elektromagnetischen Immissions-Messsignalen
- Fig.11 eine schematische Darstellung der Anbindung einer elektrophysiologischen Sensoreinrichtung sowie einer EMF-Sensoreinrichtung an ein Testsubjekt
- Fig.12 eine schematische Darstellung eines Brustgurts mit einer mehrere Antennenelemente umfassenden EMF-Sensoreinrichtung und einer elektrophysiologischen (EKG-)Sensoreinrichtung
- Fig.13 eine schematische Darstellung des Brustgurts aus Fig.12 in Schnittansicht, wobei die EMF-Sensoreinrichtung in einer elastischen Hüllstruktur schwimmend gelagert ist
- Fig.14 übereinander gelagerte Verläufe von EMF-Immissionen und neurophysiologischen Funktionsparametern NFP
- Fig.15 zeitgleich erfasste Verläufe neurophysiologischer Funktionsparameter NFP
- Fig.16 ICNIRP-Summenbildung von zeitgleich erfassten EMF-Verläufen
- Fig.17 Vergleich eines NFP-Verlaufs (Vegetativer Quotient - Sympathikus/Parasympathikus-Aktivität) aus Fig.15 / Detail Y, mit zeitgleich erfasstem EMF-Verlauf gemäß Fig.16
- Fig.18 Vergleich eines NFP-Verlaufs (Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatz / HRV-Spektrogramm) mit einem zeitgleich erfassten EMF-Verlauf

Fig.1 zeigt eine zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens eingesetzte elektrophysiologische Messeinrichtung M zum Erfassen von elektrophysiologischen Messsignalen EPM. Im vorliegenden Ausführungsbeispiel ist die Messeinrichtung M als portable EKG- Messeinrichtung ausgeführt, welche gemäß Fig.5 mittels eines Brustgurts bzw. einer Haltevorrichtung H an einem Testsubjekt appliziert wird. Die Messeinrichtung M umfasst ein Gehäuse 1, in welchem eine Platine 4 (siehe Fig.2), ein Akku, eine elektrophysiologische Sensoreinrichtung S_B sowie allfällige sonstige elektronische Bauteile und Anschlusselemente gehalten sind.

Die elektrophysiologische Sensoreinrichtung S_B umfasst mindestens zwei zueinander beabstandete, das Gehäuse 1 durchsetzende Messelektroden 2, 3, zwischen welchen mittels einer nachgeschalteten,

auf der Platine 4 integrierten Erfassungseinrichtung eine Spannungs-Potentialdifferenz und dadurch der Herzschlag des Testsubjekts, insbesondere die in einem Elektrokardiogramm (EKG) aufscheinenden R-R-Zacken aufeinanderfolgender Herzschlagwellen eines Testsubjekts detektier- und speicherbar sind. Die elektrophysiologische Messeinrichtung M bzw. die Platine 4 weist somit die Funktionalität eines EKG-Rekorders mit assoziierter HRV (Herzratenvariabilitäts-) Auswerteeinrichtung auf und erfasst die elektrische Aktivität des Herzmuskels. Auf der Platine 4 oder auf einer mit dieser in Verbindung stehenden, vorzugsweise als ROM ausgeführten Speichereinrichtung ist eine Datenlogging- und vorzugsweise auch eine Auswertesoftware hinterlegt. Zur Ermittlung der EKG-Daten bzw. der HRV-FP Verläufe kann auch ein stationärer EKG-Rekorder mit assoziierter HRV-Auswerteeinrichtung herangezogen werden, wobei mehrere, z.B. drei Messelektroden K_1 (negative Elektrode) K_2 (positive Elektrode) und K_3 (neutrale Elektrode / RLD - „Right Leg Drive“) an der Hautoberfläche des Testsubjekts angebracht, z.B. mittels Pflasterstrip angeklebt werden. Die elektrophysiologische Messeinrichtung M kann eine beliebige Anzahl an Eingangskanälen zur Spannungsmessung aufweisen und z.B. auch als digitales 12-Kanal-EKG-System samt entsprechender Software zur Abbildung räumlich-zeitlicher Herzschlaginformationen wie insbesondere zeitlich indexierter Potentialverteilungen z.B. in Form eines Body Surface Potential Mappings (BSPM) ausgeführt sein.

Die vom Gehäuse 1 abstehenden Endabschnitte der Messelektroden 2, 3 sind annähernd knopfförmig ausgebildet. Um die elektrophysiologische Messeinrichtung M in Einsatz zu bringen, wird diese in einen in Fig.3 schematisch dargestellten Brustgurt bzw. eine elastische Haltevorrichtung H eingebunden, vorzugsweise eingeklipst. Zu diesem Zweck weist die Haltevorrichtung H Elektrodenhalterungen mit zur Geometrie der Endabschnitte der Messelektroden 2, 3 korrespondierenden Aufnahmen 5 auf, in welche die Messelektroden 2, 3 eingeführt werden und dort mittels einer Presspassung oder einer Verrastungsverbindung einen soliden Halt finden. Die Messeinrichtung M kann somit durch eine lineare Druckbewegung in Richtung der Messelektroden-Längsachse mit der Haltevorrichtung H in Eingriff bzw. in Einsatzposition gebracht werden (siehe Pfeilrichtung 7 in Fig.3), während sie durch eine Zugbewegung in eine dazu um 180° entgegengesetzte Richtung wieder aus der Einsatzposition lösbar ist.

Wenn Messeinrichtung M und Haltevorrichtung H miteinander gekuppelt sind, dann ragen die Endabschnitte der Messelektroden 2, 3 zumindest abschnittsweise in den Querschnitt der Haltevorrichtung H hinein. An der zur Kontaktierung der Körperoberfläche vorgesehenen Unterseite 6 der Haltevorrichtung H befinden sich leitfähige Areale, welche Messelektroden 2, 3 mit leitender Verbindung stehen und eine Erfassung elektrophysiologischer Messsignale EPM ermöglichen. Die z.B. aus elektrisch leitendem Kunststoff hergestellten leitfähigen Areale der Haltevorrichtung H sind flächenmäßig begrenzt und durch eine dielektrische Materiallage voneinander isoliert. Die Haltevorrichtung H kann aus einem beliebigem Kunststoff- oder Textilmaterial gefertigt sein, ist vorzugsweise elastisch und kann mittels eines Schnallenelementes oder Klettverschlusses hinsichtlich seiner den Brustkorb eines Testsubjekts umschlingenden Länge variabel eingestellt werden. Es wäre auch möglich, die Messeinrichtung M mittels eines Pflaster-/Klebestreifens direkt an den Körper des Testsubjekts anzukleben.

Fig.3 zeigt bereits eine spezielle erfindungsgemäße Ausführungsvariante der Haltevorrichtung H, bei welcher nicht nur die elektrophysiologische Sensoreinrichtung S_B (in Form der Messelektroden 2, 3 bzw. zugeordneter Aufnahmen 5), sondern des Weiteren auch eine zum Empfang hochfrequenter elektromagnetische Felder HF-EMF vorgesehene EMF-Sensoreinrichtung S_A in einem einzigen gurtförmigen Element integriert sind.

Die EMF-Sensoreinrichtung S_A kann ein- oder mehrteilig ausgeführt sein (siehe auch Fig.12) und umfasst eine beliebige Anzahl flexibler, biegsamer Sensor- bzw. Antennenelemente, welche als Wendelantennen, Dipolantennen, Patch, Spulen, Stabantennen oder als gedruckten Antennen oder flexible Leiterplatten ausgeführt sind. Die Antennenelemente können in das Material der Haltevorrichtung H eingearbeitet oder eingewoben sein. Im Ausführungsbeispiel gemäß Fig.3 ist die EMF-Sensoreinrichtung S_A als im Wesentlichen bandförmiges Antennenelement ausgeführt, welches im Querschnitt der Haltevorrichtung H

eingebettet ist. Wie in einer Querschnittsdarstellung gemäß Fig.13 ersichtlich, weist die Haltevorrichtung H eine dehnbare Hüllstruktur T auf, innerhalb welcher die EMF-Sensoreinrichtung S_A schwimmend gelagert ist.

Die EMF-Sensoreinrichtung S_A ist als frequenzselektive oder als Breitband-HF-Antenne ausgeführt, welche ein Frequenzspektrum von 600 MHz – 6 GHz, vorzugsweise bis zu 300 GHz erfasst und damit sämtliche derzeit gebräuchliche Funkstandards wie GSM, GPRS, HSCSD, EDGE (2G), UMTS, HSDPA (3G), LTE (4G), Pre-5G und 5G abdeckt. Eine hierbei erfasste HF-EMF-Leistungsflussdichte wird in der Einheit W/m², mW/m² oder μ W/m² weiterverarbeitet (1mW = 0,001 W; 1 μ W = 0,000 001 W).

Zeitgleich zu den EMF-Immissionen erfasste EKG- bzw. elektrophysiologische Messdaten EPM werden in an sich bekannter Weise detektiert und weiterverarbeitet. Nach dem bioelektrischen Grundgesetz weist hierbei der erregte Teil einer Muskelfaser gegenüber dem nicht erregten Teil ein elektrisch negatives Potential bzw. Aktionspotential auf. Dies gilt analog nicht nur für den gesamten Muskel, sondern auch für Muskelgruppen (Summationsvektor). Das Elektrokardiogramm bildet somit die elektrische Aktivität des Herzens bzw. das Herzaktionspotential ab. Einzelne Teile des charakteristischen zeitlichen Potentialverlaufes des EKG (siehe Fig.4) werden mit Buchstaben bezeichnet, der im Potentialverlauf meist höchste Ausschlag wird hierbei als R-Zacke bezeichnet. Betrachtet man den Körper als Ganzes, so kann jedem Muskel des Herzens eine bestimmte Richtung zugeordnet werden, jede Muskelaktionsspannung kann daher als Vektor angesehen werden, da das negative Potential des erregten Teiles gegenüber dem nicht erregten Teil durch Amplitude und Richtung charakterisiert ist. Aufgrund der elektrischen Leitfähigkeit des Körpers kann das durch Muskelkontraktionen hervorgerufene elektrische Feld innerhalb des Körpers und an der Oberfläche mittels Elektroden abgetastet und ein Summationsvektor aus mehreren Messungen rekonstruiert werden.

Die erfasste Abfolge an RR-Herzschlagintervallen (Fig.4) wird als Zeitenreihe bezeichnet. Im vorliegenden Ausführungsbeispiel werden die RR-Intervalle aus einem binären Format in ASCII Werte konvertiert und von einer Auswerteeinrichtung A eingelesen. Die Auswerteeinrichtung A kann in der elektrophysiologischen Messeinrichtung M bzw. der Platine 4 integriert oder als separate Einheit ausgeführt sein. Aus der zeitlichen Variabilität der RR-Intervalle kann mittels standardisierter mathematischer Operationen die Herzratenvariabilität (HRV) ermittelt werden. Die Herzratenvariabilität stellt ein mathematisches Korrelat zur Anpassung der Herzfrequenz an wechselnde Anforderungen im menschlichen Organismus dar und gilt als Ausdruck der neurovegetativen Regulationsfähigkeit. Die RR-Intervalle werden z.B. in der Einheit Millisekunden [ms] gemessen und schwanken i.d.R. zwischen ca. 700 und 1200 ms.

Die Bestimmung der Herzratenvariabilität (HRV) und assoziierter physiologischer Kenngrößen, u.a. Herzrate, QPA, VQ, $SNNN_{RR}$, ist aus dem Stand der Technik bekannt und ermöglicht es, feinste Veränderungen im Regulationssystem des menschlichen Körpers zu erfassen. Das autonome Nervensystem, auch Vegetativum genannt, reguliert unter anderem: Herztätigkeit, Blutdruck, Verteilung der Blutströme, Atemtiefe, Atemfrequenz, Thermoregulation, Drüsensekretion sowie Magen- und Darmmotorik. Es wird in zwei Subsysteme unterteilt, das sympathische und das parasympathische Nervensystem. Die Herzfrequenz bzw. Herzrate wird anhand von Zeitindizes der detektierten R-R-Intervalle ermittelt. Um den Tonus einzelner Bereiche des autonomen Nervensystems zu beschreiben, wird eine Spektralanalyse durchgeführt (Fig.6-9). Die Messdaten der Herzfrequenz werden hierbei mit Hilfe mathematischer Verfahrens vom Zeitbereich in den Frequenzbereich übertragen und als Leistungsspektrum dargestellt. Damit können verschiedene in der Herzfrequenz vorhandene weitere Frequenzen sichtbar gemacht werden, die spezifischen Körperrhythmen wie Atem oder Blutdruck empirisch zugeordnet sind. Für das nachfolgend beschriebene erfindungsgemäße Analyseverfahren können grundsätzlich alle gemäß dem Stand der Technik bekannten oder in Zukunft noch zu entwickelnden HRV-Sensor- und Softwaresysteme herangezogen werden. Eine statistische Aufbereitung erhaltener Datensätze erfolgt z.B. mit herstellereigenen Auswerteroutinen wie MatLab® und SPSS®.

Für die Berechnung einer Frequenzanalyse wird die Herzschlagfolge in äquidistante Abschnitte unterteilt und durch eine Fouriertransformation vom Zeitbereich in den Frequenzbereich gebracht (Fig.7). Diese Transformation zerlegt das Gesamtsignal in einzelne Sinusschwingungen und gibt die Größenordnung der einzelnen Frequenzanteile wieder. Die Frequenzbandbreite von im Wesentlichen 0 bis 0,5 Hz wird entsprechend der Größenordnung der Frequenzanteile für spezifische Zeitbereiche berechnet. Es werden insbesondere folgende Frequenzbereiche unterschieden:

0.04 bis 0.15 Hz: Low Frequency (LF) -mit Entsprechung: vorwiegend Sympathikusaktivität, in geringerem Maße auch Vagusaktivität, Zuordnung insbesondere der Blutdruck- und Durchblutungsrhythmik;

0.15 bis 0.40 Hz: High Frequency (HF) -mit Entsprechung: Parasympathikus/Vagusaktivität; Zuordnung insbesondere von Atemfunktionen, entspricht insbesondere dem parasympathisch bestimmten Schwingungsanteil der respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA) und damit der atemsynchrone Herzfrequenzfluktuation;

Die Leistung im gesamten Frequenzbereich von 0.0033 – 0.5 Hz wird als TOT (total frequency) bezeichnet. Die TOT zeigt die Größe der Gesamtfläche innerhalb aller Frequenzbereiche an und gilt als das Maß für den Einfluss des Vegetativums auf den Organismus. Innerhalb der entsprechenden Frequenzbereiche wird jeweils die Leistung ermittelt und unter Verwendung des natürlichen Logarithmus umgerechnet. Als spezielle Frequenzbereiche können weiters ULF (ultralow frequency; <0.003 Hz) und VLF (very low frequency; im Wesentlichen 0.003 - 0.04 Hz) angeführt bzw. analysiert werden.

Die Aktivitäten jeweiliger Frequenzbereiche bzw. vegetativer Organfunktionen über einen bestimmten Zeitraum werden in einem HRV-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatz gespeichert, welcher in der Praxis als Spektrogramm grafisch darstellbar ist (siehe Fig.9 und Fig.15). Das Spektrogramm ist eine übersichtliche Darstellung komplexer Rhythmusinformationen, die in der Herzfrequenz bzw. Herzfrequenzvariabilität enthalten sind. In der Chronobiologie wird es auch als „AutoChrono Bild“ bezeichnet ("autos" = selbst, eigen; "chronos" = Zeit), wobei die Information in drei Dimensionen (hier: Abszisse = Zeit, Ordinate = Frequenz, Farbe = Amplitude) dargestellt wird. Die Amplitude kennzeichnet die aus der HRV-Frequenzanalyse ermittelte Energiedichte jeweiliger Frequenzbereiche und wird vorzugsweise als dimensionsloser numerischer Wert gespeichert. Die Skala der Amplitude kann willkürlich gewählt werden und z.B. von 0 bis 1 oder von 0 bis 50 reichen, wobei Richtung Null tendierende Werte eine sehr geringe Amplitudenstärke bezeichnen und Richtung 1 bzw. 50 eine sehr hohe Amplitudenstärke.

Jede (in der Regel vertikale) Zeile des Spektrogramms ist das Ergebnis der Frequenzanalyse eines kurzen Abschnitts einer Zeitreihe, z.B. einer Herzschlagfolge. Die Amplitude der jeweiligen Rhythmen wird dabei farbig codiert. Eine geringe Amplitude wird z.B. in blauer Farbe dargestellt, eine höhere in weißer und gelber Farbe, eine sehr hohe in roter Farbe (siehe auch Fig.18). Es sei angemerkt, dass die ursprünglich fein nuancierten farbigen Grafiken gemäß den Figuren jeweils in reine Schwarz-Weiß-Punktierung aufgelöst wurden und daher die farbliche Codierung der Amplitudenstärken nur andeutungsweise erkennbar ist.

Für ein erfindungsgemäßes Verfahren bevorzugt nutzbare neurophysiologische Funktionsparameter NFP-FP / HRV-FP sind (nicht abschließende Aufzählung):

- HR - Herzrate
- HB - Herzschläge
- CD - ChronoDynamics
- SZ - Schlafzyklen
- AC - Activation
- AS - Act-Score
- SS - Sleep-Score
- SD - SDNN
- SDA - SDANN
- SDX - SDNINX

RM - RMSSD
 pN - pNN50
 HI - HRV Index
 QPA - Puls-Atem-Quotient
 VLF - Very low Frequency
 LF - Low Frequency
 HF - High Frequency
 LF/HF - Vegetativer Quotient
 TOT - HRV Total Spektrum
 Wach
 Schlaf
 Schlaf/Wach Quotient
 Schlaf/Wach %

Kurze Beschreibung repräsentativer und im vorliegenden Verfahren bevorzugt analysierter neurophysiologischer Funktionsparameter (NFP-FP):

Herzrate: Diese Kenngröße bezeichnet die absolute Intervalldauer zwischen zwei R-Zacken bzw. deren Differenzen. Dies führt bei der Darstellung über die Zeitachse zum Herzraten-Verlauf. Die Herzrate ist somit die Anzahl der Herzschläge – repräsentiert durch die R-Zacken – pro Zeiteinheit, üblicherweise pro Minute. In der Betrachtungsweise der HRV ist jedoch zu berücksichtigen, dass sich bei einer Herzfrequenz von z.B. 60 Schlägen pro Minute die Herzrate innerhalb dieser Minute sehr wohl ändern kann. Somit ist die Herzfrequenz als Durchschnittswert innerhalb von einer Minute zu betrachten. Betrachtet man jedoch nicht die absolute Anzahl der R-Zacken im Zeitbereich, sondern die Abstände jeweils von R-Zacke zu R-Zacke (siehe Fig.4), so gelangt man zu einem Zeitmaß der zeitlichen Unterschiede der RR-Abstände in Millisekunden (ms). Die Analyse im Zeitbereich der absoluten RR-Abstände führt zur Herzratenvariabilität (HRV) – also zur Unterschiedlichkeit der Herzschläge zueinander.

LF/HF (vegetativer Quotient, VQ): Der Quotient aus den beiden, im vorgenannten HRV- Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatz enthaltenen Frequenzbereichen LF und HF spiegelt das aktuelle vegetative Aktivierungsniveau des Organismus wider. Höhere VQ-Werte zeigen eine aktive, leistungsorientierte Einstellung des Körpers, tiefe VQ-Werte eine auf Erholung ausgerichtete. Der VQ wird im Zeitverlauf dargestellt und als Verhältnis der Aktivierung von Sympathikus (vorzugsweise mit roter Farbe) und Parasympathikus (vorzugsweise mit blauer Farbe) dargestellt. Ein VQ von 1:1 bedeutet somit ein gleich starkes Auftreten von sympathischer und vagaler Rhythmik. Ein Unterschreiten dieser, mit einer Linie markierten Schwelle, kann mit Einsetzen einer guten Erholung gleichgesetzt werden; bleibt das Testsubjekt auch in der Schlafphase über dem Verhältnis VQ=1:1, so ist die Erholung gestört.

SDNN_{RR} (standard deviation of normal-to-normal intervals): Die Standardabweichung über i.d.R. je 5 Minuten artefaktbereinigte RR-Intervall-Serien ist ein Maß für die Gesamtvariabilität über alle Frequenzbereiche. Langzeitstudien haben gezeigt, dass die Gesamtvariabilität ein Maß für die Vitalität ist und Menschen mit geringerer SDNN_{RR} Vielfach kürzer leben. Die SDNN_{RR} ist statistisch das Streuungsmaß um den Mittelwert der Intervalldauer (bzw. seiner Differenz) innerhalb eines vorgegebenen Zeitraums einer HRV-Analyse. Damit wird die Höhe der Variabilität aller RR-Abstände - und damit die Herzratenvariabilität - innerhalb eines festgelegten Zeitraums dargestellt.

Die Standardabweichung errechnet sich allgemein wie folgt:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N [x(n) - \bar{x}]^2}$$

Respiratorische Sinusarrhythmie (RSA): die atmungsbedingte Änderung der Herzrate. Die RSA errechnet sich zu $RSA = \text{Median}(|HR_i - HR_{i-1}|)$, wobei der Median den Zentralwert der sortierten Zahlenfolge innerhalb eines Zeitabschnitts darstellt. Die RSA stellt die Abhängigkeit zwischen Puls und Atem dar und zeigt sich im Spektrogramm als Oszillation zwischen 0,2 und 0,3 Hz, welche sich bei

Schlaf- und Entspannungsphasen einstellt. Dieses Phänomen entsteht durch die atemsynchrone Schwankung der Herzfrequenz, welche bei Einatmung zunimmt (Sympathikus) und bei Ausatmung abnimmt (Vagus). Die Funktion der RSA ist die Maximierung des Gasaustausches durch ein optimales Zusammenspiel von Perfusion und Ventilation bei jedem Atemzug. Die RSA wird mittels dekadischem Logarithmus zur logRSA umgerechnet.

logRSA: Der Median der absoluten Differenzen aufeinanderfolgender Herzfrequenzwerte bezeichnet, ähnlich der HF, vorrangig die raschen, atmungsinduzierten Änderungen, ohne jedoch eine strikte Grenze bei einer bestimmten Frequenz zu ziehen. Die respiratorische Sinusarrhythmie (RSA) ist somit die hochfrequente Variabilität der Herzfrequenz, welche die Stärke der Modulation des Herzrhythmus durch die Atmung widerspiegelt. Sie ist gleichzeitig ein Maß für den Tonus der Vagusaktivität.

QPA: Der Puls-Atem-Quotient gibt an, wie oft das Herz während eines Atemzuges schlägt (Verhältnis der Herzschläge zu einem Atmungszyklus). Während der Nacht und in Ruhe konnte beobachtet werden, dass es bei Gesunden zu einer Einstellung des QPA auf ein Verhältnis von etwa 4:1 kommt, unabhängig vom Quotienten unter ergotropen Bedingungen am Tag, der zwischen 2:1 und 22:1 liegen kann.

Im Zuge eines erfindungsgemäßen Verfahrens werden sowohl die von der EMF-Sensoreinrichtung S_A erfassten EMF-Immissions-Messsignale EMF-ME als auch die von der elektrophysiologischen Sensoreinrichtung S_B am lebenden Organismus bzw. am Testsubjekt erfassten elektrophysiologischen Messsignale EPM jeweils zeitsynchron indexiert an die elektrophysiologische Messeinrichtung M weitergeleitet. Hierbei werden die EMF-Immissions-Messsignale EMF-ME mittels einer signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung X in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung M umgesetzt und als EPM-kompatibler bzw. kalibrierter, d.h. nach den Analyse- und Softwarestandards zur Auswertung elektrophysiologischer Messsignale EPM der elektrophysiologischen Messeinrichtung M wie insbesondere EKG einlesbarer und zur weiteren Analyse auswertbarer Informationsdatensatz EPM-ID an die elektrophysiologische Messeinrichtung M oder an eine mit dieser in Datenverbindung stehende prozessorgesteuerte Auswerteeinrichtung A weitergeleitet werden (siehe Fig.10).

Die Datenkonvertierungseinrichtung X beinhaltet einen Signaldetektor zum Erfassen eines zu messenden EMF-Signals, umfassend eine Abtasteinrichtung zum Abtasten des EMF-Signals und eine Wandlereinrichtung zum Übertragen eines Ausgangssignals sowie eine Dekodier- und Signalanalyseeinrichtung, mit welcher für das Ausgangssignal eine vorbestimmte Signalanalyse und automatisierte Bewertung erfolgt. Die Wandlereinrichtung umfasst einen Zerhacker, mittels welchem das Ausgangssignal der Abtasteinrichtung mit einem Signal gemäß einem vorbestimmten Zyklus zerteilt wird, wobei ein Ausgangssignal des Zerhackers mittels eines Verstärkers mit variabler Verstärkung verstärkt werden kann.

Vom Signaldetektor erfasste EMF-Signale durchlaufen einen Verstärker mit einer Amplitudencharakteristik, bei welcher die Verstärkung in Abhängigkeit von einer Zunahme des Eingangssignalpegels abnimmt. Die Abtasteinrichtung enthält einen Schaltkreis, um ein Signal mit einer vorbestimmten Frequenz zu erzeugen, mit welchem ein erfasstes EMF-Signal verglichen wird. Es können hierbei mehrere synchron arbeitende Abtast- und Signalanalyseeinrichtungen bzw. Schaltkreise vorgesehen sein, welchen jeweils spezifische Signalerkennungsaufgaben zugewiesen sind. Als Schaltkreise der Datenkonvertierungseinrichtung X werden im vorliegenden Zusammenhang sowohl einzelne elektrische Bauelemente wie insbesondere integrierte Schaltkreise (ICs) als auch aus einer Mehrzahl von elektrischen Bauelementen bestehende Schaltungen, insbesondere auf Leiterplatten verstanden.

Je nach Art der zu erfassenden EMF-Wirkgrößen umfasst der Schaltkreis der Datenkonvertierungseinrichtung X Glieder zur Demodulation, Gleichrichtung, ggf. mehrstufiger Filterung, Frequenzumsetzung, logarithmischen Skalierung, Downconverting, Gewichtung spezifischer Frequenzanteile bzw. -

bandbreiten etc. Insbesondere zur Skalierung hochfrequenter elektromagnetischer Strahlung erfolgt zunächst mittels einer Gleichrichteranordnung eine Demodulation bzw. Gleichrichtung zur Bildung einer weiter auswertbaren Messgröße bzw. unter Erhalt entsprechender Demodulations- bzw. Richtspannungen. In weiterer Folge wird im Schaltkreis der Datenkonvertierungseinrichtung X eine Modifikation bzw. Skalierung empfangener EMF-Immissions-Messsignale EMF-ME von mindestens einer charakteristischen EMF-Signalmessgröße vorgenommen, insbesondere von Amplitude / Pegel, Frequenz, Phase, Modulationsgrad oder Energiedichte / Leistungsflussdichte bzw. der über eine Zeitachse ermittelten und chronologisch indexierten Verläufe solcher Messgrößen. Hierbei werden hochfrequente EMF-Felder unter Wahrung ihrer Signalcharakteristik in den niederfrequenten Schwingungs- bzw. Abtastbereich einer EKG-Messeinrichtung transformiert und maßstäblich oder präferenziert gewichtet dargestellt. Z.B. kann auf diese Weise hochfrequente EMF-Strahlung mit Trägerwellen im MHz- oder GHz-Frequenzspektrum (insb. im Bereich von 0,6 - 500 GHz) auf ein EPM-kompatibles niederfrequentes Signal herabskaliert werden, sodass es dann von einer EKG-Messeinrichtung lesbar und darstellbar ist, deren Abtastbereich zwischen 100 Hz und 10 kHz liegt.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens wird von der Datenkonvertierungseinrichtung X als Informationsdatensatz EPM-ID ein synergistisches Ausgabesignal bzw. ein zeitlicher Verlauf erzeugt, in welchem sowohl die Leistungsflussdichte als auch die Pulsform bzw. Modulation der hochfrequenten elektromagnetischen Strahlung HF-EMF abgebildet sind und gemeinsam in Form einer über einer Zeitachse verlaufenden Amplitudenhöhe zum Ausdruck kommen (siehe Verläufe EMF₁₋₄ in Fig.14 und Fig.16).

Die Datenkonvertierungseinrichtung X ist als steckbares Modul mit einem Gehäuse und darin befindlichen Schaltkreisen ausgeführt, welches über eine dafür vorgesehene Datenschnittstelle D einerseits mit der EMF-Sensoreinrichtung S_A und andererseits mit der elektrophysiologischen Messeinrichtung M in Datenverbindung steht. Die Datenschnittstelle D kann eine beliebige Anzahl an Datenübertragungskanälen umfassen, z.B. in Form einer oder mehrerer Anschlussbuchsen, welche jeweils eine Mehrzahl an Port, Pins, Stufen, Drahtlitzen oder dgl. umfassen können. Auch die EMF-Sensoreinrichtung S_A kann eine beliebige Anzahl an Sensor- bzw. Antennenelementen umfassen, welche EMF-Immissions-Messsignale EMF-ME über jeweils separate Datenübertragungskanäle oder über einen oder mehrere gemeinsame Datenübertragungskanäle an die Messeinrichtung M bzw. an die Datenkonvertierungseinrichtung X übermittelt. Eine korrespondierende Datenschnittstelle D' der elektrophysiologischen Messeinrichtung M zum Anschluss der Datenkonvertierungseinrichtung X ebenso wie der Sensoreinrichtungen S_A und S_B ist in Fig.1 in Form mehrerer das Gehäuse 1 durchsetzender Anschlüsse 8 ersichtlich.

Die elektrophysiologische Messeinrichtung M ist mit einer Speichereinrichtung Z assoziiert, auf welcher Auswertalgorithmen zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Analyseverfahrens hinterlegt sind. Die Auswertung des von der Datenkonvertierungseinrichtung X bereitgestellten EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes EPM-ID sowie der elektrophysiologischen Messsignale EPM kann ganz oder teilweise in der elektrophysiologischen Messeinrichtung M oder einer mit dieser in Datenverbindung stehenden Auswerteeinrichtung A erfolgen. In einer besonders bevorzugten Ausführung werden die elektrophysiologischen Messsignale EPM und der EPM-kompatible Informationsdatensatz EPM-ID von der elektrophysiologischen Messeinrichtung M an eine extern angeordnete, z.B. über Internet verbundene Auswerteeinrichtung A zur Auswertung weitergeleitet. Eine Datenübermittlung kann hierbei in Echtzeit erfolgen oder auch zu willkürlich bestimmten Zeiten, z.B. nach erfolgtem Messsetting unter Vorhaltung und Auslesung vorgenannter Daten aus einer Speichereinrichtung der elektrophysiologischen Messeinrichtung M. Von der vorzugsweise serverbasierten Auswerteeinrichtung A können wiederum Daten bzw. Analyseergebnisse an die elektrophysiologische Messeinrichtung M oder an eine visuelle, akustische oder sensorische Ausgabeeinheit F übermittelt werden, anhand welcher ein Nutzer entsprechende Analyseergebnisse ablesen bzw. entgegennehmen kann. Die Ausgabeeinheit F kann insbesondere als Smart-Watch oder als sonstiges am Körper des Testsubjekts applizierbares Wearable-Gerät ausgeführt sein (siehe Fig.5). Die Ausgabeeinheit F kann auch direkt mit der elektrophysiologischen Messeinrichtung M oder der

Auswerteeinrichtung A in Datenverbindung stehen und eine Speichereinrichtung zur temporären oder Dauerhaften Speicherung erfasster EPM- und/oder EFM- und/oder EPM-ID Daten umfassen. Auch können vorgenannte Auswertealgorithmen direkt auf der Ausgabeeinheit F bzw. einer mit dieser assoziierten Prozessoreinrichtung ausgeführt werden und können vorgenannte Daten an diesem Ort ganz oder zumindest teilweise weiterverarbeitet werden.

Die vorgenannten Bauelemente (EMF-Sensoreinrichtung S_A , elektrophysiologische Sensoreinrichtung S_B , Datenkonvertierungseinrichtung X, elektrophysiologische Messeinrichtung M, Auswerteeinrichtung A und Ausgabeeinheit F) können miteinander auf drahtgebundene oder drahtlose Weise über dafür vorgesehene Datenschnittstellen jeweils wechselseitig miteinander in Verbindung stehen. Bevorzugt wird als elektrophysiologische Messeinrichtung M ein hochauflösendes EKG-/HRV-Messgerät mit einer Abtastrate von 1000-5000 Hz eingesetzt, z.B. ein hinsichtlich erfindungsgemäßer Funktionalität adaptierter EKG-Rekorder „WAVE 6.0“ der Fa. HeartBalance®.

Im Zuge eines erfindungsgemäßen Analyseverfahrens werden die Verläufe von bereits vorangehend erläuterten neurophysiologischen Funktionsparametern NFP-FP (errechnet aus der Zeitenreihe von RR-Herzschlagintervallen gemäß Fig.4-9) mit zeitgleich erfassten Verläufen von EMF-Feldern verglichen, welche in Form des EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes EPM-ID in einem EKG-lesbaren Format bereitstehen. Die EMF- und die NFP-Verläufe werden über mindestens ein gemeinsames Referenz-Zeitintervall T_{1-n} miteinander verglichen. So sind in rein beispielhafter Weise in Fig.14 zwei über ein Zeitintervall T_1 verfolgte EMF-Verläufe dargestellt, wobei der erste Verlauf EMF_1 von einem GSM-Funkdienst ausgehende Hochfrequenz-Immissionen darstellt und der zweite Verlauf EMF_2 von einem WLAN ausgehende Hochfrequenz-Immissionen. Die erfindungsgemäß signalskalierten und auf das Darstellungsformat eines EKG-Monitors kalibrierten EMF-Verläufe EMF_1 und EMF_2 können nun jeweils für sich oder kumuliert mit ebenfalls während des Zeitintervalls T_1 erfassten Verläufen neurophysiologischer Funktionsparameter NFP_1 und NFP_1 verglichen werden. Sowohl die EMF-Verläufe als auch die NFP-Verläufe werden in automatisierter Weise in Hinblick auf hierbei auftretende signifikante Verlaufsänderungen untersucht (siehe auch Fig.15-18). Wird in einem der Verläufe eine zeitlich begrenzte Abweichung gegenüber zeitlich vorangehenden und/oder nachfolgenden Verlaufsabschnitten des NFP-Verlaufs oder gegenüber definierten Referenzdaten, Mittelwerten oder Regelverläufen erkannt, so wird dies als vegetative physiologische Signifikanz $NFP-S_{1-n}$ bzw. als EMF-Signifikanz $EMF-S_{1-n}$ bewertet und mit einer Zeitmarke versehen, welche den Zeitpunkt des Auftretens und/oder die Dauer der jeweiligen Signifikanz beschreibt. Die Signifikanz kann auch hinsichtlich ihrer Intensität oder anderer Charakteristika, insbesondere hinsichtlich ihrer Amplitudenhöhe oder des Betrages einer Amplitudenänderung bewertet werden.

Im Falle der Detektion einer definierten Anzahl an miteinander korrelierenden, d.h. im Wesentlichen gleichzeitig auftretenden oder innerhalb einer definierten Zeitspanne aufeinander folgenden EMF-Signifikanzen $EMF-S_{1-n}$ und neurophysiologischen Signifikanzen $NFP-S_{1-n}$ im EMF-Verlauf und im NFP-Verlauf erfolgt eine positive Bewertung des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung der vegetativen Regulationsmechanismen des Testsubjekts.

Die NFP-Verläufe werden ebenso wie die EMF-Verläufe in einem EKG-Oszillogramm als Graphen dargestellt und sind mit einer standardisierten EKG-Datenlogging- und Verlaufs-Visualisierungsapplikationen erfassbar und informationstechnisch weiterverarbeitbar. Bei den in den Figuren 14 und 15 dargestellten NFP-Verläufen handelt es sich um:

NFP_1 ... EKG-Signal

NFP_2 ... Herzrate [bpm]

NFP_3 ... HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatz („AutoChrones Bild“)

NFP_4 ... $\ln[tot_{RR}/ms^2]$, $\ln[LF_{RR}/ms^2]$, $\ln[HF_{RR}/ms^2]$ (HRV Total Spektrum, High Frequency, Low Frequency)

NFP_5 ... Vegetativer Quotient (Verhältnis LF/HF) = Sympathikus- und Parasympathikus-Aktivierung

NFP_6 ... $SDNN_{RR}$, $\log[RSA_{RR}/ms]$

Fig.16 zeigt eine Summenbildung EMF SUM von erfassten und im EPM-kompatiblen Informationsdatensatz EPM-ID dargestellten EMF-Wirkgrößen mehrerer verschiedener EMF-Emittenten bzw. HF-Frequenzbänder. Hierbei werden die zu jeweiligen Zeiten erfassten Amplitudenwerte der EMF-Verläufe EMF₃ und EMF₄ gemäß ICNIRP-Schema (Mittelwertbildung in aufeinanderfolgenden Intervallen von 6 Minuten bei einer Messfrequenz von 1 Hz) addiert. Es ergibt sich hierbei eine in Fig.16 dargestellte Verlaufskurve EMF SUM_{ICNIRP}. Diese Summen-Verlaufskurve EMF SUM_{ICNIRP} ist auch in Fig.17 ersichtlich, wo sie in einem EKG-Monitorbild dem zeitlichen Verlauf eines neurophysiologischen Funktionsparameters NFP₇ gegenübergestellt bzw. diesem zeitlich synchron überlagert ist. Beim hierbei dargestellten neurophysiologischen Funktionsparameter NFP₇ handelt es sich um den vegetativen Quotienten VQ, welcher die Sympathikus- und Parasympathikus-Aktivität des autonomen Nervensystems des Testsubjekts widerspiegelt. Ein Anstieg des Verlaufs von NFP₇ oberhalb einer horizontalen Nulllinie bezeichnet hierbei ein verstärktes Aktivieren des Sympathikus, während ein Abfallen des Verlaufs von NFP₇ unterhalb der Nulllinie ein verstärktes Eingreifen des Parasympathikus bzw. des Vagus-Nervs und somit das Eintreten in eine Regenerationsphase bezeichnet. Wellenberge bzw. Sympathikus-Aktivierungen werden hierbei in der Praxis z.B. in roter Farbe dargestellt, Wellentäler bzw. Parasympathikus-Aktivierungen in grüner Farbe. Der Verlauf von NFP₇ in Fig.17 ist eine vergrößerte Darstellung eines in Fig.15 als Detail „Y“ indizierten, über ein ca. 10-minütiges Zeitintervall verlaufenden Verlaufsabschnitts des über einen längeren Zeitraum erfassten vegetativen Quotienten (dort bezeichnet als NFP₅).

In Fig.17 sind in rein beispielhafter Weise EMF- und neurophysiologische Signifikanzen mittels Pfeilen EMF-S₁₋₁₀ und NFP-S₁₋₁₀ markiert. Wie in diesem Beispiel ersichtlich, korrelieren Anstiege im Verlauf von EMF SUM_{ICNIRP} mit damit einhergehenden Anstiegen im Verlauf von NFP₇, d.h. mit einer tendenziellen Sympathikotonie im Falle einer verstärkten EMF-Exposition (vergleiche z.B. EMF-S₁ und NFP-S₁, EMF-S₂ und NFP-S₂, EMF-S₄ und NFP-S₄ sowie EMF-S₈ und NFP-S₈). Umgekehrt ist im Falle von Abfällen oder von Plateauphasen, d.h. Zeitabschnitten annähernd konstanter EMF-Immissionen im Verlauf von EMF SUM_{ICNIRP} auch jeweils ein Abfallen im Verlauf des neurophysiologischen Funktionsparameters NFP₇ und somit eine tendenzielle Entspannung im vegetativen Quotienten VQ zu ersehen (vergleiche z.B. z.B. EMF-S₃ und NFP-S₃, EMF-S₆ und NFP-S₆ sowie EMF-S₁₀ und NFP-S₁₀). Ein Vergleich der Verläufe von EMF SUM_{ICNIRP} und NFP₇ zeigt neben der zeitlichen Koinzidenz vorgenannter EMF- und NFP Signifikanzen auch, dass der vegetative Quotient jeweils auch hinsichtlich seiner Absoluthöhe umso höher steigt, je höher die Amplitude von EMF SUM_{ICNIRP} ansteigt. Die Höhe von im NFP- bzw. VQ-Verlauf ersichtlichen Wellenbergen NFP-S₂, NFP-S₅ und NFP-S₉ geht hierbei mit einer stufenweisen Steigerung der Intensität der EMF-Immission (siehe Niveau bei EMF-S₂, EMF-S₅ und EMF-S₉) einher.

Mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens festgestellte Korrelationen bzw. Beeinflussungen der vegetativen Regulationsmechanismen des Testsubjekts können in Abhängigkeit individueller Konstitution und Sensibilität von Person zu Person unterschiedlich sein. So ist es möglich, dass einzelne Testsubjekte lediglich auf eine spezifische Art, Frequenzbandbreite oder Kombination von EMF-Immissionen reagieren. Auch könnte es sein, dass ein Testsubjekt im Falle des Vorliegens von ausreichender Regulationsfähigkeit des autonomen Nervensystems durch gegenständliche EMF-Immissionen gar nicht merkbar beeinträchtigt wird. Die vorliegende Messung wurde mit einer elektrosensiblen Testperson durchgeführt und bestätigt damit differentialdiagnostische Ergebnisse, welche bereits zuvor von umweltmedizinischer Seite attestiert wurden. Alle diese Fragen – sowohl hinsichtlich individueller Rezeptivität als auch zur Durchführung repräsentativer Studien unterschiedlicher Altersklassen, Konstitution, Krankengeschichte etc. – lassen sich durch ein vorliegendes erfindungsgemäßes Verfahren nun klären. Aufgrund der hierbei erhaltenen Analyseergebnisse lassen sich insbesondere geeignete Vorsorgemaßnahmen und Vermeidungsstrategien erstellen, welche einer jeweiligen Person z.B. zu einer besseren Regeneration während des Schlafs verhelfen.

Ein erfindungsgemäßes Detektionsschema kann auch die zeitlich verzögerte biologische Reaktion auf einen speziellen, z.B. künstlich generierten EMF-Verlauf erfassen. Ein solches Verfahren ist insbesondere für umweltmedizinische Untersuchungen geeignet, wenn Personen bereits eine erhöhte Sensitivität auf EMF (EHS) entwickelt haben und ihre spezifische Reaktionslage unter Umweltbedingungen untersucht werden soll. Dafür ist es erforderlich, den Probanden nach einer kurzfristigen EMF-Exposition auch noch über mindestens 48h weiter zu beobachten. Die biologische Reaktion kann sich in weiterer Folge in Schlafstörungen oder in einer Veränderung des Stoffwechsels zeigen der auch über Parameter in Atem, Schweiß oder Blut und Urin erfasst werden (z.B. mittels zusätzlicher Sensoren für e-Nose oder Schweiß-Sensoren).

Eine weitere, aus einem anderen Messsetting gewonnene Summen-Verlaufskurve EMF SUM_{ICNIRP} ist in Fig.18 dargestellt, hierbei in direkter Überlagerung mit einem zeitgleich erfassten Autochronen Bild bzw. des sich über eine nächtliche Schlafphase des Testsubjekts erstreckenden Verlaufs eines HRV-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatzes NFP₈. Auch in diesem Beispiel wurde eine große Anzahl an im Wesentlichen gleichzeitig auftretender EMF-Signifikanzen EMF-S₁₁₋₂₂ und neurophysiologischen Signifikanzen NFP-S_{1-n} im EMF-Verlauf und im NFP-Verlauf detektiert und erfolgte daher eine positive Bewertung des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung der vegetativen Regulationsmechanismen des Testsubjekts. Gemäß dem hierbei verwendeten Detektionsschema wurden als EMF-induzierte, d.h. mit EMF-Signifikanzen EMF-S₁₁₋₂₂ korrelierende neurophysiologische Signifikanzen NFP-S_{1-n} Ereignisse bewertet, bei welchen eine spontane Aktivierung von zuvor noch nicht bzw. in vernachlässigbarer Intensität aktivierter Frequenzbereiche über eine Amplituden-Bandbreite von mehr als 0,1 Hz verzeichnen war. Aufgrund der bereits vorangehend erwähnten normativen Erfordernisse konnte das aus einer nuancierten Farbgrafik in eine grob gerasterte Schwarz-Weiß-Grafik umgewandelte Autochrone Bild in Fig.18 nur mangelhaft dargestellt werden. Insbesondere sind im Originalbild mittels Farbcodierung ersichtliche Maxima und Minima des Autochronen Bildes in Fig.18 ebenso wie in Fig.15 nicht mehr erkennbar, zumal nach einer Schwarz-Weiß-Konvertierung sowohl das rote als auch das blaue Farbspektrum (als Synonyme für hohe und geringe Aktivierungen bzw. ANS-Intensitäten) gleichermaßen in der Farbe Schwarz erscheinen, während in der Schwarzweiß-Grafik nun lediglich Aktivierungen mit mittleren Intensitäten (im Originalbild im Farbspektrum Gelb-Orange dargestellt) als weiße Pixelanhäufungen ersichtlich sind.

Vorzugsweise erfolgt eine erfindungsgemäße Analyse auf mehreren Ebenen bzw. zeitgleich erfassten NFP-/HRV-Parametern, welche jeweils unterschiedliche körperliche Regulationsprozesse des Testsubjekts abbilden und zeitgleich erfassten EMF-Verläufen (wiederum bevorzugt mit differenzierten EMF-Parametern) gegenübergestellt werden. Z.B. kann aus einer Observation mehrerer NFP-Parameter bei jeweiligem Vergleich mit gleichzeitig erfasster EMF-Exposition über 3 Tage und Nächte, so wie in nachfolgender Tabelle dargestellt, aus der Gesamtheit der Daten ein zulässiger Rückschluss auf einen Zusammenhang zwischen EMF-Exposition und NFP-Parametern ableiten. Wenn sich der Leistungsindex in mehreren NFP- bzw. HRV-Parametern verschlechtert, sobald die EMF-Dosis zunimmt oder sich jene verbessert wenn diese abnimmt, wird eine erhöhte Sensitivität gegenüber EMF-Immissionen angenommen.

Tabelle: Vergleich NFP/HRV-Funktionsparameter mit 24h-EMF ICNIRP-Summe über 3 Tage

HRV Befundung				
Parameter / Messungen	Tag 1	Tag 2	Tag 3 Einheit	Normbereich
Vitales Potenzial	7,24	7,30	7,34 tot/ms ²	4,55 – 9,75
Gesamtvariabilität	48,44	49,94	48,99 ms	26,60 – 57,00
Sympathikusaktivierung	5,55	5,59	5,56 LF/ms ²	3,71 – 7,95
Parasympathikusaktivierung	4,40	4,73	4,82 HF/ms ²	2,80 – 6,00
Vegetativer Quotient	3,15	2,35	2,10 Quotient	0,88 – 3,50
Erholungsfähigkeit	1,11	1,18	1,20 RSA/ms ²	0,63 – 1,35
Herzrate	74,31	68,37	68,99 S/min	61,20 – 81,60
Puls/Atem Quotient	5,47	5,10	4,99 Quotient	2,94 – 7,84
Vitalitätsindex	388,25	429,25	431,10 Produkt	155,61 – 333,45
24h-ICNIRP-Summe	1,700	1,121	0,653 W/m ²	-
8h-ICNIRP-Summe (Nacht)			W/m ²	-

Der in vorbezeichneter Tabelle ersichtliche Vitalitätsindex ist eine vom Institut für Chronopsychologie (ICP) entwickelte Maßzahl um die physischen und psychischen vitalen Ressourcen des autonomen Nervensystems in einer Kennzahl näherungsweise darzustellen. Auf Basis eines Normwertevergleiches werden hierbei mehrere NFP-Funktionsparameter in einer kumulierten Kenngröße zusammengefasst und alters- sowie geschlechtsspezifisch gewichtet. Diese im Messsetting gemäß vorliegender Tabelle untersuchte Probandin weist einerseits eine gute Regulationsfähigkeit des autonomen Nervensystems auf, an allen 3 Tagen liegen sämtliche NFP-Parameter im Normbereich. Im Zuge eines Vergleichs des Vitalitätsindex mit der zeitgleich erfassten EMF-Exposition gemäß 24h-ICNIRP-Summe zeigt sich andererseits eine erhöhte Sensitivität, da sich der Vitalitätsindex mit zunehmender EMF-Dosis messbar reduziert.

Um eine allfällige Reaktion des Testsubjekts auf spezifische EMF-Immissionen festzustellen, können EMF-Signifikanzen zu bestimmten Zeitpunkten oder über bestimmte Zeitspannen auch gezielt hervorgerufen werden, indem Test-EMF-Quellen während einer Versuchsanordnung ein- und ausgeschaltet werden und solcherart rapide Anstiege und Abfälle im EMF-Verlauf initiiert werden. So wurde etwa im Verlauf EMF₁ in Fig.14 die mit Bezugsziffern 14 und 15 bezeichneten Anstiege des EMF-Verlaufs durch gezielte Anrufe mit viermaligem Läutenlassen und anschließendem Auflegen mit einem neben dem Testsubjekt befindlichen Mobiltelefon hervorgerufen. Bezugsziffer 16 indiziert eine Zeitspanne von ca. 80 Sekunden mit aktiver Mobilfunk-Gesprächsverbindung. Der unterhalb von EMF₁ ersichtliche Verlauf EMF₂ beschreibt die Aktivität eines im Zimmer der Versuchsanordnung aufgestellten WLAN-Routers. Hierbei bezeichnen die mit Bezugsziffern 9, 11 und 13 indizierten Zeitspannen jeweils Phasen des WLAN-Leerlaufs, während die mit Bezugsziffern 10 und 12 indizierten Zeitspannen jeweils Phasen einer WLAN-Datenübertragung bezeichnen. Bereits in den vorangehend erläuterten Beispielen erfasste Effekte bzw. korrelierende EMF- und NFP-Signifikanzen sind auch in diesem Diagramm ablesbar. Insbesondere zeigt sich bei gemeinsamer Last bzw. aktiver Datenübertragung von Mobilfunk und WLAN mit leichter zeitlicher Verzögerung ein deutlicher Anstieg im Verlauf des neurophysiologischen Funktionsparameters NFP₂ (siehe z.B. während Zeitspanne 10).

Auch könnte das Testsubjekt zu Versuchszeiten während eines oder mehrerer Zeitintervalle durch eine vorzugsweise allseitig das Testsubjekt umgebende Abschirmvorrichtung wie z.B. durch elektrisch leitfähiges Metallgewebe von externen Hochfrequenz-Immissionen des Umfeldes abgeschirmt werden. Die Abschirmvorrichtung kann für eine definierte Zeitdauer geöffnet werden oder es wird bei geschlossener Abschirmvorrichtung im Zeitintervall der Abschirmung eine innerhalb der Abschirmvorrichtung angeordnete Test-EMF-Quelle, z.B. ein Mobiltelefon, ein- oder mehrmals für eine definierte Zeitdauer aktiviert, wobei der zeitgleich ermittelte NFP-Verlauf auf hierbei zeitgleich auftretende Signifikanzen überprüft wird. Eine Aktivierung der Test-EMF-Quelle erfolgt vorzugsweise automatisiert und ohne das Wissen des Testsubjekts und nach einem vorgegebenen zeitlichen Schema.

Ein erfindungsgemäßes Detektionsschema kann auch die zeitlich verzögerte biologische Reaktion auf einen speziellen, z.B. künstlich generierten EMF-Verlauf erfassen. Ein solches Verfahren ist insbesondere für umweltmedizinische Untersuchungen geeignet, wenn Personen bereits eine erhöhte Sensitivität auf EMF (EHS) entwickelt haben und ihre spezifische Reaktionslage unter Umweltbedingungen untersucht werden soll. Dafür ist es erforderlich, den Probanden nach einer kurzfristigen EMF-Exposition auch noch über mindestens 48h weiter zu beobachten. Die biologische Reaktion kann sich in weiterer Folge in Schlafstörungen oder in einer Veränderung des Stoffwechsels zeigen der auch über Parameter in Atem, Schweiß oder Blut und Urin erfasst werden (z.B. mittels zusätzlicher Sensoren für e-Nose oder Schweiß-Sensoren).

Zum Vergleich der EMF- und der NFP-Verläufe können den EMF-Verlauf und den NFP-Verlauf konstituierende Mess- oder Berechnungswerte jeweils zu einer chronologischen Gradientensequenz umgewandelt werden, welche sich aus einer Vielzahl zeitlich aufeinanderfolgender Gradienten, i.e. Differenzbildungen zwischen jeweils zwei zeitlich aufeinanderfolgenden EMF bzw. NFP Mess- oder Berechnungswerten zusammensetzen [$\text{Gradient} = \text{Signal}(\text{index}) - \text{Signal}(\text{index}+1)$]. Ermittelte Differenzbeträge werden hierbei als Absolutwerte weiterverarbeitet. Die Serien an Gradienten bilden sich im Falle einer grafischen Darstellung als Balkendiagramm ab und werden in erfindungsgemäßer Weise hinsichtlich ihrer Korrelation analysiert. Mindestens eine dem NFP-Verlauf entsprechende Gradientensequenz und mindestens eine zeitgleich erfasste, dem EMF-Verlauf entsprechende Gradientensequenz werden hierbei einander überlagernd oder nebeneinander, hierbei vorzugsweise spiegelgleich zu einer parallel oder kongruent mit der Zeitachse verlaufenden Spiegelachse angeordnet. An die miteinander zu vergleichenden grafischen Verläufe der EMF- und NFP-Gradientensequenzen können Hüllkurven angelegt werden. Auf diese Weise können allfällige Korrelation im zeitlichen Verlauf der Gradientensequenzen bzw. das gleichzeitige Auftreten von EMF- und NFP- Signifikanzen besonders deutlich dargestellt werden. Auch Signifikanzen mit vergleichsweise geringen Ausschlägen oder mit nur kurzfristiger Dauer können auf diese Weise sichtbar gemacht werden. Gemäß einer bevorzugten Verfahrensvariante wird zwischen der dem NFP-Verlauf entsprechenden Gradientensequenz und der dem EMF-Verlauf entsprechenden Gradientensequenz ein vorzugsweise in Prozent angegebener Korrelationswert bestimmt (somit für die innerhalb des betrachteten Referenz-Zeitintervalls ermittelten EMF- und NFP Verläufe). Wenn dieser Korrelationswert einen jeweils festgelegten Referenz-Korrelationswert von z.B. 30% bzw. 0,3 oder 40% bzw. 0,4 überschreitet, erfolgt eine positive Bewertung des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung des Testsubjekts.

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Erfassung von auf ein bewegliches oder stationäres Testsubjekt oder einen Aufenthaltsort einwirkenden Immissionen elektrischer und/oder magnetischer und/oder elektromagnetischer Felder (EMF), vorzugsweise zur Evaluierung des Einflusses von EMF auf neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) des Herz-/Kreislaufsystems oder des autonomen Nervensystems des Testsubjekts, wobei mittels einer elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) zum Erfassen von elektrophysiologischen Messsignalen (EPM) wie insbesondere von EKG- oder EEG-Signalen, EMF-induzierte, i.e. von externen, nicht-physiologischen EMF-Emittenten ausgehende EMF-Felder in zeitlich indexierter Folge erfasst werden, wobei von einer mit der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) über eine drahtgebundene oder drahtlose Datenschnittstelle (D) verbundenen EMF-Sensoreinrichtung (S_A) empfangene EMF-Immissions-Messsignale (EMF-ME) mittels einer signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung (X) in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) umgesetzt und als EPM-kompatibler Informationsdatensatz (EPM-ID) an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) oder an eine mit dieser in Datenverbindung stehende Auswerteeinrichtung (A) zur Auswertung elektrophysiologischer Messsignale weitergeleitet werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** mittels einer elektrophysiologischen Sensoreinrichtung (S_B) vom Körper eines Testsubjekts abgelesene elektrophysiologische Messsignale (EPM), vorzugsweise EKG- oder EEG-Signale, in zeitlich indexierter Folge erfasst und an eine elektrophysiologische Messeinrichtung (M) bzw. Auswerteeinrichtung (A) weitergeleitet werden, wobei in weiterer Folge die elektrophysiologischen Messsignale (EPM) oder daraus abgeleitete neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) mit den im EPM-kompatiblen Informationsdatensatz (EPM-ID) enthaltenen EMF-Immissions-Messsignalen (EMF-ME) verglichen werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die elektrophysiologischen Messsignale (EPM) von derselben elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) eingelesen werden, von welcher auch der EPM-kompatible Informationsdatensatz (EPM-ID) eingelesen wird oder von einer zweiten elektrophysiologischen Messeinrichtung (M₂), wobei in weiterer Folge die von den separaten Messvorrichtungen (M, M₂) eingelesenen Messsignale in einer mit beiden Messvorrichtungen (M, M₂) in Datenverbindung stehenden Auswerteeinrichtung (A) miteinander verglichen werden.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** die elektrophysiologische Messeinrichtung (M), in welche der Informationsdatensatz (EPM-ID) einlesbar ist, eine Elektrokardiogramm (EKG)-Messeinrichtung ist, wobei die Abtastrate der EKG-Messeinrichtung vorzugsweise mehr als 500 Hz, bevorzugt mehr als 1000 Hz, besonders bevorzugt zwischen 1000 und 8000 Hz oder mehr als 10000 Hz beträgt.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** die elektrophysiologische Messeinrichtung (M), in welche der Informationsdatensatz (EPM-ID) einlesbar ist, eine Elektroenzephalogramm (EEG)-Messeinrichtung oder eine Elektromyografie (EMG)-Messeinrichtung oder eine Messeinrichtung zur Erfassung elektrodermalen Aktivität (EDA) oder galvanischer Hautreaktion (GSR) oder eine Multi-Frequenz-Bioimpedanz-Messeinrichtung oder ein Biosignal-feedback-System ist.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Verarbeitung der EMF-Immissions-Messsignale (EMF-ME) bzw. des aus diesem generierten EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes (EPM-ID) mittels einer zur Auswertung von elektrophysiologischen Messsignalen (EPM) auf Seiten der Messeinrichtung (M) oder einer mit dieser assoziierten Auswerteein-

richtung (A) vorgesehenen standardisierten EPM-Softwareapplikation, insbesondere einer EKG- oder EEG- oder EMG- Datenlogging- und/oder Verlaufs-Darstellungsapplikation, durchgeführt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Informationsdatensatz (EPM-ID) in Form eines in der Herzratenvariabilitäts-(HRV) Analytik als „Spektrogramm“ oder „AutoChrones Bild“ darstellbaren HRV-/ANS (Autonomes Nervensystem)-Frequenz-Aktivitäts- Informationsdatensatzes darstellbar und weiterverarbeitbar ist.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) hochfrequente elektromagnetische Felder bzw. Strahlung (HF-EMF) detektiert, vorzugsweise in einem Frequenzbereich von bis zu 6 Gigahertz (GHz), besonders bevorzugt bis zu 300 Gigahertz (GHz) und/oder von 0,3 - 30 Terahertz (THz).
9. Verfahren nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** von der Datenkonvertierungseinrichtung (X) als Informationsdatensatz (EPM-ID) ein synergistisches Ausgabesignal bzw. ein Verlauf erzeugt wird, in welchem sowohl die Leistungsflussdichte (Feldstärke) als auch die Pulsform (Modulationen) der hochfrequenten elektromagnetischen Strahlung (HF-EMF) abgebildet sind und gemeinsam in Form einer über einen Zeitverlauf erfassten bzw. über einer Zeitachse verlaufenden Amplitudenhöhe zum Ausdruck kommen.
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Energiedichte der elektrischen/magnetischen/elektromagnetischen Felder (EMF), im Falle hochfrequenter Strahlung (HF-EMF) eine vorzugsweise in der Einheit Leistung pro Fläche wie z.B. mW/m² oder μ W/m² ermittelte Leistungsflussdichte, von der Datenkonvertierungseinrichtung (X) in Form einer von der elektrophysiologischen Messvorrichtung (M) bzw. einer zugeordneten Auswerteeinrichtung (A) erfassbaren, vorzugsweise in der Einheit Volt bzw. [mV] gemessenen Spannungshöhe an die Messvorrichtung (M) bzw. die Auswerteeinrichtung (A) ausgegeben wird, wobei die Spannungshöhe bzw. die ausgegebene Signalstärke proportional zu der von der EMF-Sensoreinrichtung (S_A) detektierten EMF-Energiedichte ist.
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** im von der EMF-Sensoreinrichtung (S_A) erfassten EMF-Verlauf, insbesondere im Verlauf der Leistungsflussdichte und/oder der Modulation von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern (HF-EMF), das Auftreten signifikanter Pegeländerungen, insbesondere Richtungswechsel gegenüber zeitlich unmittelbar vorangehenden Verlaufsabschnitten detektiert wird und solche Änderungen des Verlaufs im von der Datenkonvertierungseinrichtung (X) an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) bzw. Auswerteeinrichtung (A) ausgegebenen Informationsdatensatz (EPM-ID) als potentiell bioaktive EMF-Signifikanz (EMF-S) indiziert bzw. darstellbar gemacht, d.h. in eine EPM-lesbare Information konvertiert werden.
12. Verfahren nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Pegeländerungen oder Richtungswechsel des EMF-Verlaufs erfasst werden, indem innerhalb definierter Zeitabschnitte (T_{1-n}) jeweils eine Differenz (Delta) zwischen zeitlich aufeinanderfolgenden EMF-Amplitudenwerten, vorzugsweise zwischen aufeinanderfolgenden, temporären Maxima und Minima des EMF-Verlaufs ermittelt wird und ein jeweiliges Ereignis oder EMF-Verlaufsabschnitt ab Vorliegen eines definierten Differenzwertes - welcher sowohl ein positiver als auch ein negativer Wert sein kann und vorzugsweise jeweils als Absolutwert weiterverarbeitet wird - als potentiell bioaktive EMF-Signifikanz (EMF-S) indiziert bzw. in eine EPM-lesbare Information konvertiert wird.
13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** EMF-Signifikanzen (EMF-S) in Form kurzfristiger Spitzen oder Richtungswechsel oder Pegeländerungen im Verlauf der Leistungsflussdichte und/oder der Modulation hochfrequenter elektromagnetischer Felder (HF-EMF) –

wobei es sich sowohl um Anstiege als auch Abnahmen von Amplitudenwerten bzw. um Verlaufsänderungen in positiver oder negativer Richtung handeln kann – hinsichtlich ihrer zeitlichen Dauer oder hinsichtlich einer von der signalskalierenden Datenkonvertierungseinrichtung (X) an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) bzw. Auswerteeinrichtung (A) ausgegebenen Signalstärke mit einem Skalierungsfaktor beaufschlagt werden, welcher größer ist als derjenige Skalierungsfaktor, welcher auf Verlaufsabschnitte bzw. diesen entsprechende Messgrößen angewendet wird, welche der EMF-Signifikanz (EMF-S) bzw. den detektierten Spitzen oder Richtungswechsels unmittelbar vorausgehen oder nachfolgen.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Informationsdatensatz (EPM-ID) mindestens zwei Parameter umfasst:
 - 1) Zeitverlauf bzw. eine Zeitachse
 - 2) Feldstärke und/oder Modulation der gemessenen EMF, wobei in einer bevorzugten Darstellungsart der mit Parameter 1 verknüpfte bzw. zeitlich indexierte Verlauf von Parameter 2 entlang einer x- Achse eines Oszillogramms darstellbar und weiterverarbeitbar ist.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Informationsdatensatz (EPM-ID) mindestens drei Parameter umfasst:
 - 1) Zeitverlauf bzw. eine Zeitachse
 - 2) Feldstärke und/oder Modulation der gemessenen EMF
 - 3) Frequenz oder Frequenzband der detektierten EMF,
 wobei in einer bevorzugten Darstellungsart zwei der vorgenannten Parameter bzw. deren Verläufe entlang von x- oder y- Achsen eines Oszillogramms darstellbar sind und ein dritter Parameter durch eine mit dem zeitlichen Verlauf eines anderen Parameters verknüpfte Zusatzinformation abrufbar ist.
16. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 15 **dadurch gekennzeichnet, dass** die hochfrequenten elektromagnetischen Felder (HF-EMF) in Form einer Breitbandmessung erfasst werden.
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 oder 16, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine frequenzbandselektive Erfassung hochfrequenter elektromagnetischer Felder (HF-EMF) erfolgt und der Informationsdatensatz (EPM-ID) als zusätzliche(n) Parameter definierte Frequenzbereiche der hochfrequenten Trägerwellen umfasst, wobei diese(r) zusätzliche(n) Parameter bzw. Frequenzbereiche im Falle einer Darstellung in Diagrammform vorzugsweise auf einer orthogonal zur Zeitachse verlaufenden Achse aufgetragen ist/sind, wobei die Modulationen der hochfrequenten elektromagnetischen Felder (HF-EMF) vorzugsweise anhand der Änderungen der orthogonal zur Zeitachse gemessenen Amplitudenhöhe ablesbar sind, während die Feldstärke bzw. Leistungsflussdichte der hochfrequenten elektromagnetischen Felder (HF-EMF) zu jeweiligen Zeiten durch eine mit jeweiligen Koordinaten des Diagramms verknüpfte, vorzugsweise farblich codierte Tiefeninformation ablesbar ist.
18. Verfahren nach Anspruch 8 und 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Darstellung der Frequenzbereiche der hochfrequenten elektromagnetischen Felder (HF-EMF) in Form eines HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatzes (Spektrogramm / AutoChrones Bild) erfolgt, wobei die über eine ANS-Frequenzbandbreite von im Wesentlichen 0 bis 0,5 Hz reichende und damit in der HRV-Analyse eine Sympathikus- und Vagusaktivität des autonomen Nervensystems (ANS) beschreibende Skala – im Falle einer grafischen Darstellung vorzugsweise die y-Achse bzw. Ordinate des Spektrogramms – in mehrere, vorzugsweise mindestens drei Bereiche gegliedert ist, welchen jeweils definierte Frequenzbereiche hochfrequenter elektromagnetischer Felder (HF-EMF) zugeordnet sind, wobei in solchen Skalenbereichen jeweils ein zeitlicher Verlauf der Pulsform bzw. Modulation und/oder der Leistungsflussdichte der hochfrequenten elektromagnetischen Felder (HF-EMF) ablesbar und weiterverarbeitbar ist, wobei in einer bevorzugten Ausführungsvariante die

Leistungsflussdichte zu jedem Zeitpunkt durch eine mit jeweiligen Koordinaten des Diagramms bzw. des Pulsform-Verlaufs verknüpfte, vorzugsweise farblich codierte Information ablesbar ist.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 18, **dadurch gekennzeichnet, dass** die hochfrequenten elektromagnetischen Felder bzw. Strahlung (HF-EMF) gemäß jeweiligen Funkstandards zugeordneten Frequenzbändern oder Frequenzbandgruppen und/oder Modulationsarten differenziert erfassbar und weiterverarbeitbar sind, wobei vorzugsweise mindestens zwei der folgenden Funkstandards hinsichtlich ihrer Frequenzbereiche oder Modulationsarten voneinander differenziert und datenverarbeitungstechnisch gruppiert werden:

- 1.) mindestens ein IEE 802.11- Drahtlosstandard (insbesondere WLAN/Wireless Local Area Networks und/oder Bluetooth und/oder ZigBee),
- 2.) 2G (insbesondere GSM und/oder GPRS und/oder HSCSD und/oder EDGE)
- 3.) 3G (insbesondere H und/oder H+ und/oder UMTS und/oder HSDPA und/oder HSPA+)
- 4.) 4G (insbesondere LTE und/oder WIMAX)
- 5.) 5G (insbesondere Pre-5G, FR1 (600 MHz - 6 GHz) oder FR2 (>24 GHz)
- 6.) 6G (insbesondere 0,3 – 30 THz)
- 7.) BOS (insbesondere TETRA)
- 8.) DECT (Digital Enhanced Cordless Telecommunications) oder adaptierte Schnurlostelefon-Standards
- 9.) mindestens ein IEE 802.11- Drahtlosstandard (insbesondere WLAN/Wireless Local Area Networks und/oder Bluetooth und/oder ZigBee),

und/oder wobei mindestens zwei der folgenden Wellenformen bzw. Modulationsarten voneinander unterschieden werden:

GMSK (Gaussian Minimum Shift Keying),
 CDMA (Code Division Multiple Access),
 TDMA (Time Division Multiple Access),
 OVSF (Orthogonal Variable Spreading Factor Codes),
 FMBC (Filter Bank Multi-Carrier),
 UPMC (Universal Filter Multi-Carrier),
 GFDM (Generalized Frequency Division Multiplexing),
 OFDM (Orthogonal Frequency Division Multiplexing), hierbei vorzugsweise
 CP-OFDM (Cyclic Prefix Orthogonal Frequency Division Multiplexing),
 RB-F-OFDM (Resource-Block Filtered Orthogonal Frequency-Division Multiplexing),
 f-OFDM (Filtered Orthogonal Frequency-Division Multiplexing),
 DFT-s-OFDM (Direct Fourier Transform spread Orthogonal Frequency Division Multiplexing)
 oder andere OFDM-Wellenform-Modifikationen.

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** im zeitlichen Verlauf der elektromagnetischen Felder (EMF) signifikante Änderungen, i.e. zeitlich begrenzte Abweichungen des Verlaufs von aktuell gemessenen Werten oder definierten statischen oder dynamischen Mittelwerten oder Referenzdaten, insbesondere signifikante Anstiege und/oder Absenkungen des Verlaufs gegenüber zeitlich vorangehenden und/oder nachfolgenden Abschnitten des Verlaufs auf automatisierte Weise als EMF-Signifikanzen (EMF-S) detektiert werden.
21. Verfahren nach Anspruch 20, **dadurch gekennzeichnet, dass** der hierbei überwachte Verlauf ein Verlauf der Modulationsform und/oder der Leistungsflussdichte und/oder der Frequenz und/oder ein synergistischer Verlauf von Leistungsflussdichte und Modulationsform gemäß Anspruch 9 von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern (HF-EMF) ist, wobei vorzugsweise mehrere in gleichen Zeitabschnitten erfasste Verläufe hochfrequenter elektromagnetischer Felder (HF-EMF) ausgewertet werden.

22. Verfahren nach Anspruch 21, **dadurch gekennzeichnet, dass** als signifikante Änderungen im zeitlichen Verlauf der hochfrequenten elektromagnetischen Felder (HF-EMF) eine oder mehrere der folgenden Charakteristiken auf automatisierte Weise als EMF-Signifikanzen (EMF-S) erkannt werden:
- Maximalwerte bzw. Spitzen, welche im Falle einer grafischen Darstellung als annähernd nadel- oder zackenförmige Amplitudenausschläge ersichtlich sind,
 - annähernd treppenförmige Verlaufsabschnitte, hierbei vorzugsweise die Anfangs- und/oder Endabschnitte eines jeweils annähernd horizontalen bzw. eine gleichbleibende Leistungsfluss-dichte oder/und Modulationsform indizierenden Verlaufsabschnitts der Treppenform und/oder ebendiesen annähernd horizontalen Verlaufsabschnitt selbst,
 - mehrere, vorzugsweise mehr als drei, vorzugsweise innerhalb eines definierten Zeitintervalls aufeinanderfolgende Anstiege und Abstiege des Verlaufs,
 - Überschreitung einer Leistungsflussdichte von mehr als 0,1 mW/m², vorzugsweise von mehr als 0,05 mW/m², besonders bevorzugt von mehr als 0,01 mW/m²,
 - annähernd gleichbleibende Leistungsflussdichten bzw. im Falle einer grafischen Darstellung im Wesentlichen parallel zur Zeitachse verlaufende Abschnitte des HF-EMF-Verlaufs,
 - Absenkungen und/oder Anstiege des HF-EMF-Verlaufs, welche gegenüber unmittelbar vorangehenden und/oder nachfolgenden Verlaufsabschnitten vorzugsweise eine Differenz von mehr als 10%, besonders bevorzugt von mehr als 30% aufweisen, wobei als ‚unmittelbar vorangehend‘ hierbei ein Zeitraum von mehreren Minuten, Sekunden, Millisekunden (10^{-3} s), Mikrosekunden (10^{-6} s) oder Nanosekunden (10^{-9} s) definiert sein kann,
 - Wechsel zwischen verschiedenen Frequenzbändern oder Funkstandards wie insbesondere in Anspruch 16 angeführt, oder Hinzukommen oder Wegfallen einer Einwirkung einzelner oder mehrerer Frequenzbänder / Funkstandards,
 - Wechsel zwischen verschiedenen Modulationsarten wie insbesondere in Anspruch 16 angeführt, oder Hinzukommen oder Wegfallen einer Einwirkung einzelner oder mehrerer Modulationsarten.
23. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 22, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Detektion von in den Ansprüchen 20-22 angeführten EMF-Signifikanzen (EMF-S) auf Seiten der Datenkonvertierungseinrichtung (X) in den von der der EMF-Sensoreinrichtung (S_A) erfassten Signaldaten erfolgt, um potentiell bioaktive Verlaufsänderungen von hochfrequenten elektromagnetischen Feldern (HF-EMF) zum Zwecke einer EPM-lesbaren Signalskalierung gemäß einem der Ansprüche 20-22 zu erkennen und zu indizieren.
24. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 22, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Detektion von in den Ansprüchen 20-22 angeführten EMF-Signifikanzen (EMF-S) auf Seiten der mit dem EPM-kompatiblen Informationsdatensatz (EPM-ID) beschickten elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) oder einer zugeordneten Auswerteeinrichtung (A) durchgeführt wird.
25. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 24, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur Analyse des Einflusses von EMF-Immissionen auf neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) des Testsubjekts folgende Verfahrensschritte vorgesehen sind:
- Ermitteln des Verlaufs von EMF-Feldern aus dem von der Datenkonvertierungseinrichtung (X) bereitgestellten EPM-kompatiblen Informationsdatensatz (EPM-ID) über einen definierten Zeitraum
 - Ermitteln des Verlaufs von aus elektrophysiologischen Messsignalen (EPM) abgeleiteten neurophysiologischen Funktionsparametern (NFP) des Testsubjekts über einen definierten Zeitraum,
 - wobei die Erfassung der EMF- und die NFP-Verläufe zumindest abschnittsweise zeitlich synchron erfolgt oder die Verläufe auf mindestens ein gemeinsames Referenz-Zeitintervall (T_{1-n}) kalibriert werden,
 - Vergleich des NFP-Verlaufs mit dem EMF-Verlauf,
 - Durchführen einer Analyse des EMF-Verlaufs, in welchem EMF-Signifikanzen (EMF-S_{1-n}), i.e.

temporäre, d.h. innerhalb eines Referenz-Zeitintervalls (T_{1-n}) zeitlich begrenzte Abweichungen des EMF-Verlaufs von definierten statischen oder dynamischen Mittelwerten oder EMF-Referenzdaten, insbesondere das Auftreten von EMF-Signifikanzen gemäß einem der Ansprüche 20-22 detektiert werden,

- Durchführen einer Analyse des NFP-Verlaufs, in welchem vegetative physiologische Signifikanzen ($NFP-S_{1-n}$), i.e. temporäre, d.h. innerhalb eines Referenz-Zeitintervalls (T_{1-n}) zeitlich begrenzte Abweichungen des NFP-Verlaufs von NFP-Referenzdaten bzw. Regelverläufen, welche aus empirischem Datenbestand geschöpft und/oder dynamisch generiert, d.h. aus aktuellen Mess-/Berechnungsdaten bzw. NFP-Verläufen abgeleitet sind, detektiert werden, insbesondere signifikante Anstiege und/oder Absenkungen des NFP-Verlaufs gegenüber zeitlich vorangehenden und/oder nachfolgenden Abschnitten des NFP-Verlaufs;
- bei Detektion einer definierten Anzahl an miteinander korrelierenden, d.h. im Wesentlichen zeitgleich auftretenden oder kausal aufeinanderfolgenden EMF-Signifikanzen ($EMF-S_{1-n}$) und NFP-Signifikanzen ($NFP-S_{1-n}$) eine positive Bewertung des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung der vegetativen Regulationsmechanismen des Testsubjekts erfolgt.

26. Verfahren nach Anspruch 25, **dadurch gekennzeichnet, dass** als vegetative physiologische Signifikanzen ($NFP-S_{1-n}$) in einem NFP-Verlauf alle Ereignisse bzw. Verlaufsabschnitte detektiert werden, welche bei grafischer Darstellung – die Betrachtung kann hierbei in positive bzw. ansteigende oder negative bzw. absteigende Richtung erfolgen – eine Steigung $k > 1$ bzw. einen Steigungswinkel α von mehr als 45° , vorzugsweise von mehr als 70° , besonders bevorzugt von annähernd 90° gegenüber der Zeitachse (Steigung $k \rightarrow \infty$) bzw. eine annähernd nadelförmige Erhebung des HRV-FP-Verlaufs aufweisen, wobei bei den vorgenannten Ereignissen bzw. Detektionskriterien jeweils eine Überschreitung des durchschnittlichen NFP-Verlaufs um mindestens 10%, vorzugsweise um mindestens 20% erfolgen muss.
27. Verfahren nach Anspruch einem der Ansprüche 2 bis 26, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung mindestens eines neurophysiologischen Funktionsparameters (NFP) mittels Herzratenvariabilitätsanalyse (HRV) erfolgt, bei welcher aus der Varianz des zeitlichen Abstands von mittels Elektrokardiogramm-Messverfahren (EKG) erfassten elektrophysiologischen Messsignalen (EPM-MS) aufeinanderfolgender Herzschläge des Testsubjekts ein Verlauf vegetativer Funktionsparameter (NFP) bzw. des Aktivierungsniveaus des autonomen Nervensystems über einen observierten Zeitabschnitt ermittelt wird.
28. Verfahren nach Anspruch 27, **dadurch gekennzeichnet, dass** als neurophysiologischer Funktionsparameter (NFP) mindestens einer der folgenden HRV-Funktionsparameter (HRV-FP) herangezogen und mit dem EMF-Verlauf verglichen wird:
 - a) der zeitliche Verlauf des vegetativen Quotienten (VQ), welcher sich aus dem Verhältnis von vorwiegend dem Sympathikus, insbesondere der Blutdruckrhythmik zugeordneten niederfrequenten, im Wesentlichen zwischen 0.04 – 0.15 Hz verlaufenden HRV-Frequenzbereichen (LF) zu dem Parasympathikus, insbesondere der Atemmodulation zugeordneten hochfrequenten, im Wesentlichen zwischen 0.15 und 0.40 Hz verlaufenden HRV-Frequenzbereichen (HF) ergibt.
 - b) der zeitliche Verlauf der $SDNN_{RR}$ (standard deviation of normal-to-normal intervals) oder einer zur $SDNN$ korrespondierenden statistischen Kenngröße wie z.B. $SDNN_{IDX}$ / $ASDNN$ des Testsubjekts analysiert wird, i.e. ein HRV-assoziiertes statistisches Streuungsmaß um den Mittelwert der Herzschlag-Intervalldauer bzw. seiner Differenzen zur Darstellung der Änderung der im Wesentlichen alle Frequenzbereiche umfassenden Gesamtvariabilität von artefaktbereinigten RR-Herzschlagintervall-Serien innerhalb eines festgelegten Zeitintervalls
 oder/und
 - b) der zeitliche Verlauf der die atmungsbedingte Modulation des Herzrhythmus widerspiegelnden respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA), welche vorzugsweise mittels dekadischem Logarithmus zur $\log RSA$ umgerechnet wird,

oder/und

d) der zeitliche Verlauf der Herzrate (HR)

oder/und

e) der zeitliche Verlauf des Puls-Atem Quotienten (QPA).

29. Verfahren nach Anspruch 27 oder 28, **dadurch gekennzeichnet, dass** als neurophysiologischer Funktionsparameter (NFP) ein als „Spektrogramm“ darstellbarer HRV-/ANS (Autonomes Nervensystem)-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatz herangezogen und mit dem EMF-Verlauf verglichen wird, wobei der HRV-Frequenz-Informationsdatensatz die über eine definierte Frequenzbandbreite von im Wesentlichen 0 bis 0,5 Hz reichende Aktivierung jeweils einem spezifischen Frequenzbereich zugeordneter vegetativer Organfunktionen des Testsubjekts wiedergibt, wie insbesondere:
 0.04 bis 0.15 Hz: Low Frequency (LF) -mit Entsprechung: vorwiegend Sympathikusaktivität, in geringerem Maße auch Vagusaktivität, Zuordnung insbesondere der Blutdruck- und Durchblutungsrythmik,
 0.15 bis 0.40 Hz: High Frequency (HF) -mit Entsprechung: Vagusaktivität;
 Zuordnung insbesondere von Atemfunktionen, vorzugsweise der die Modulation des Herzrhythmus durch die Atmung widerspiegelnden respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA),
 und eine Aktivierung jeweiliger Frequenzbereiche bzw. vegetativer Organfunktionen dem HRV-Frequenz-Informationsdatensatz in Form von vorzugsweise durch farbliche Codierung visualisierten Amplitudenstärken entnehmbar ist,
 wobei es gemäß einem bevorzugten Detektionsschema als EMF-induzierte, d.h. mit EMF-Signifikanzen (EMF- S_{1-n}) korrelierende neurophysiologische Signifikanz (NFP- S_{1-n}) detektiert wird, wenn eine spontane Aktivierung von zuvor noch nicht bzw. in vernachlässigbarer Intensität aktivierter Frequenzbereiche bzw. vegetativer Organfunktionen über eine Bandbreite von mindestens 0,05 Hz, vorzugsweise von mindestens 0,1 Hz, besonders bevorzugt über eine Bandbreite von mehr als 0,2 Hz erfolgt.
30. Verfahren nach Anspruch 29, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Vergleich des NFP-Verlaufs mit dem EMF-Verlauf in Form eines Vergleichs eines gemäß Anspruch 7 oder 18 als HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatz bzw. Spektrogramm/AutoChrones Bild darstellbaren (die EMF-Immissionen abbildenden) EPM-kompatiblen Informationsdatensatz (EPM-ID) mit einem (die neurophysiologische Aktivität abbildenden) HRV-/ANS-Frequenz-Aktivitäts-Informationsdatensatz bzw. Spektrogramm/AutoChronen Bild gemäß vorangehendem Anspruch 29 erfolgt.
31. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 30, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Intervalldauer, d.h. die zeitlichen Abstände aufeinanderfolgender EMF-Signifikanzen (EMF- S_{1-n}) (insbesondere Spitzen) im EMF-Verlauf, vorzugsweise im Verlauf von Modulation und/oder Leistungsflussdichte von hochfrequenter EMF-Strahlung, und deren Amplitudenhöhe einer (FFT / Fast Fourier Transformation)-Frequenzanalyse unterzogen werden und hierbei statistische Kennwerte bzw. entsprechende zeitliche Verläufe generiert werden, welche für einen Vergleich einem oder mehreren neurophysiologischen Funktionsparametern (NFP) herangezogen werden, wobei als statistischer Kennwert vorzugsweise die auf die Intervalldauer aufeinanderfolgender EMF-Signifikanzen (EMF- S_{1-n}) bezogene SDNN (standard deviation of normal-to-normal intervals) herangezogen wird.
32. Verfahren nach Anspruch 31, **dadurch gekennzeichnet, dass** für die durch Frequenzanalyse generierten statistischen Kennwerte bzw. entsprechende zeitliche Verläufe jeweils Schwellenwerte bzw. Maxima und/oder Minima festgelegt werden, wobei ein Überschreiten bzw. Unterschreiten dieser Schwellenwerte als Meta-EMF-Signifikanz erkannt wird und das Auftreten einer solchen Meta-EMF-Signifikanz auf eine zeitliche Korrelation mit im NFP-Verlauf detektierten neurophysiologischen Signifikanzen (NFP- S_{1-n}) überprüft wird, wobei das Vorliegen einer solchen Korrelation

als Indikation des Vorliegens einer humanbiologisch relevanten Beeinflussung der vegetativen Regulationsmechanismen des Testsubjekts gewertet wird.

33. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 32, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur positiven Bewertung des Vorliegens einer relevanten EMF-induzierten Beeinflussung mindestens eine, vorzugsweise mindestens drei miteinander korrelierende EMF- und NFP-Signifikanzen (EMF-S_{1-n}, NFP-S_{1-n}) pro Stunde detektiert werden müssen oder dass im analysierten Referenz-Zeitintervall mehr als 10%, vorzugsweise mehr als 30%, besonders bevorzugt mehr als 50% der im EMF-Verlauf detektierten Signifikanzen (EMF-S_{1-n}) mit Signifikanzen (NFP-S_{1-n}) im NFP-Verlauf korrelieren.
34. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 33, **dadurch gekennzeichnet, dass** aus den auf das Testsubjekt einwirkenden Hochfrequenz-Immissionen mehrere EMF-Verläufe in unterschiedlichen Frequenzbandbereichen bzw. Funkstandards oder unterschiedlichen Modulationsarten wie insbesondere in Anspruch 19 angeführt, ermittelt werden, wobei derartige frequenz- oder modulationsselektiven EMF-Verläufe jeweils mit mindestens einem zeitgleich erfassten NFP-Verlauf, vorzugsweise jeweils mit mehreren NFP-Verläufen, verglichen und zeitlich korrelierende neurophysiologische Signifikanzen (NFP-S_{1-n}) detektiert werden.
35. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 34, **dadurch gekennzeichnet, dass** als Verifikation der Analyse ein Vergleich eines analysierten NFP-Verlaufs mit mindestens einem, vorzugsweise mit mindestens zwei der vorangehend angeführten (jeweils auf dasselbe Zeitintervall bezogenen) NFP-Funktionsparameter-Verläufe in Hinblick auf das Vorliegen von im Wesentlichen zeitgleich auftretenden oder miteinander kausal korrelierenden EMF- und neurophysiologischen Signifikanzen (EMF-S_{1-n}, NFP-S_{1-n}) durchgeführt wird, oder dass in mindestens zwei, vorzugsweise in mindestens drei der vorangehend angeführten NFP-Funktionsparameter-Verläufe bzw. Analyseebenen jeweils eine definierte Anzahl an NFP-Signifikanzen detektiert werden muss.
36. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 35, **dadurch gekennzeichnet, dass** in Abhängigkeit von ermittelter Häufigkeit und/oder Standardabweichung (Größe) der mit EMF-Signifikanzen (EMF-S_{1-n}) korrelierenden neurophysiologischen Signifikanzen (NFP-S_{1-n}) eine graduelle, z.B. in Prozent angegebene Bewertung der Wahrscheinlichkeit des Vorliegens einer Unverträglichkeit von EMF-Immissionen erfolgt oder/und eine graduelle, z.B. in Prozent ausgebbare Bewertung der vegetativen Regulationsfähigkeit des Testsubjektes gegenüber EMF-induzierten neurophysiologischen Signifikanzen (NFP-S_{1-n}) anhand eines Vergleichs mit EPM/NFP-Vergleichsdaten durchgeführt wird, wobei diese Vergleichsdaten auf aktuellen oder vergangenen Messungen am Testsubjekt selbst oder auf Erfahrungswerten externer EPM/NFP-Testserien basieren oder/und eine graduelle, z.B. in Prozent ausgebbare Bewertung anhand der im NFP-Verlauf erfassten Geschwindigkeit, mit welcher der Organismus des Testsubjektes nach Detektion EMF-induzierter neurophysiologischer Signifikanzen (NFP-S_{1-n}) im NFP-Verlauf wieder zu einem standardisierten oder individuell berechneten NFP-Regelverlauf, also zu definierten Soll-Werten zurückkehrt, durchgeführt wird.
37. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 36, **dadurch gekennzeichnet, dass** anhand des Vergleichs von zeitgleich erfassten EMF- und NFP-Verläufen und hierbei detektierter, miteinander korrelierender Signifikanzen (EMF-S_{1-n}, NFP-S_{1-n}) eine Ermittlung individueller Wirkschwellen hinsichtlich Energiedichte und/oder Signalformen bzw. Modulationen und/oder Frequenzen und/oder Expositionsdauer und/oder hinsichtlich des Vorliegens einer bestimmten Kombination an vorgenannten EMF-Wirkgrößen oder Funkart-Immissionen) erfolgt, ab welchen vegetative Prozesse eines jeweiligen Testsubjekts durch EMF-Immissionen beeinflusst bzw. in ihrer natürlichen Funktion gestört werden.

38. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 37, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Evaluierung des Einflusses von EMF-Immissionen auf neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) des Testsubjekts erfolgt, indem
- der Verlauf von EMF-Feldern aus dem von der Datenkonvertierungseinrichtung (X) bereitgestellten EPM-kompatiblen Informationsdatensatz (EPM-ID) über einen definierten Zeitraum erfasst wird;
 - in diesem EMF-Verlauf (optional kann eine Vielzahl an Verläufen für spezifische Funkarten oder EMF-Wirkgrößen erfolgen) Signifikanzen (EMF- S_{1-n}) detektiert werden;
 - ein Vergleich des EMF-Verlaufs (optional kann eine Vielzahl an Verläufen für spezifische Funkarten oder EMF-Wirkgrößen erfolgen) und hierbei detektierter Signifikanzen (EMF- S_{1-n}) mit einem oder mehreren Referenz-EMF-Verläufen und hierbei erfasster Referenz-EMF-Signifikanzen erfolgt, welche in einer der aktuellen Messanordnung vorausgehenden Messanordnung ermittelt wurden und nun in Form von digitalen oder analogen Daten, vorzugsweise in Form von grafischen Verläufen, alphanumerischen oder algorithmischen Daten, Statistikwerten, Funktionen oder Funktionsgraphen auf einer Speichereinrichtung vorgehalten werden, wobei die hierbei zum Vergleich herangezogenen Referenz-EMF-Signifikanzen solche EMF-Verlaufsänderungen darstellen, welche in früheren Analysesettings mit dem aktuellen Testsubjekt oder mit dritten Testsubjekten als Triggerereignisse, d.h. als eine zeitlich korrelierende neurophysiologische Signifikanz (NFP- S_{1-n}) auslösend erkannt wurden.
39. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 38, **dadurch gekennzeichnet, dass** in einer Datenlogging-Applikation auf Seiten der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) bzw. Auswerteeinrichtung (A) mehrere EMF-Verläufe unterschiedlicher Frequenzbänder oder Funkstandards (oder Frequenzband-Gruppen oder Funkstandard-Gruppen) gleichzeitig darstellbar und verarbeitbar sind, indem die in der EPM-Datenlogging-Applikation oder einem entsprechenden Oszillogramm-Monitor vorzugsweise in der Einheit [mV] dargestellte Spannung bzw. Verlaufs-Amplitude in eine positive und eine negative Richtung – bezogen auf ein Null-Niveau bzw. im Falle einer grafischen Darstellung einer horizontalen indizierten oder imaginären Linie – ausschlagen kann, wobei der oberhalb des Null-Niveaus befindliche Skalenbereich anderen EMF-Frequenzbändern oder Funkstandards zugeordnet ist als zeitgleich erfassten weiteren EMF-Frequenzbändern oder Funkstandards, welche im unterhalb des Null-Niveaus befindlichen Skalenbereich darstellbar sind, wobei die Amplitudenwerte sowohl im positiven als auch im negativen Bereich jeweils als Absolutwerte verarbeitet werden.
40. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 39, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Summenbildung von EMF-Wirkgrößen mehrerer verschiedener EMF-Emittenten oder Funkarten (EMF SUM), vorzugsweise eine Summenbildung von EMF-Sensordaten aus allen Raumesrichtungen erfolgt.
41. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 40, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) niederfrequente elektrische und/oder magnetische Wechselfelder und/oder elektrische und/oder magnetische Gleichfelder detektiert.
42. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 41, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Einfluss von IEE 802-basierten Immissionen wie insbesondere Bluetooth und/oder Audio Beacons (Infraschall- oder Schall- oder Ultraschallsignalen), welche im Zuge eines Cross-Device-Tracking (XDT), insbesondere Ultrasound Cross-Device Tracking (uXDT) von Smartphones oder tragbaren Multimedia-Geräten ausgesendet werden und zur Positionserkennung mit im Nahbereich befindlichen Smartphones oder tragbaren Multimedia-Geräten dritter Nutzer via gemeinsamer App-Schnittstelle kommunizieren, erfasst wird, indem die Wirkgrößen der XDT-Immissionen unter Nutzung eines Audiosensors zur Erfassung der Schallsignale erkannt und in analoger Weise zu den in den vorangehenden Ansprüchen 1-39 angeführten Verfahrensschritten in einen EPM-kompatiblen Informationsdatensatz (EPM-ID) konvertiert und in ihrem zeitlichen Verlauf mit zeitgleich erfassten neuro-

physiologischen Funktionsparametern (NFP) des Testsubjekts verglichen und korrelierende Signifikanzen detektiert werden.

43. Anordnung zur Erfassung von auf ein Testsubjekt oder einen Aufenthaltsort einwirkenden Immissionen elektrischer und/oder magnetischer und/oder elektromagnetischer Felder (EMF), umfassend mindestens eine EMF-Sensoreinrichtung (S_A) zum Erfassen von elektrischen und/oder magnetischen und/oder elektromagnetischen Immissions-Messsignalen (EMF-ME), mindestens eine elektrophysiologische Messeinrichtung (M) zum Erfassen von elektrophysiologischen Messsignalen (EPM), wobei zwischen der EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) eine über eine drahtgebundene oder drahtlose Datenschnittstelle (D) verbundene Datenkonvertierungseinrichtung (X) angeordnet ist, mittels welcher von der EMF-Sensoreinrichtung (S_A) empfangene EMF-Immissions-Messsignale (EMF-ME) in zeitlich indexierter Folge erfassbar und in den Arbeits- bzw. Abtastbereich der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) umsetzbar und als EPM-kompatibler Informationsdatensatz (EPM-ID) zur weiteren Auswertung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42 an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) oder an eine mit dieser in Datenverbindung stehende prozessorgesteuerte Auswerteeinrichtung (A) übermittelbar sind.
44. Anordnung nach Anspruch 43, **dadurch gekennzeichnet, dass** die elektrophysiologische Messeinrichtung (M), in welche der Informationsdatensatz (EPM-ID) einlesbar ist, eine Elektrokardiogramm (EKG)-Messeinrichtung ist, wobei die Abtastrate der EKG-Messeinrichtung vorzugsweise mehr als 500 Hz, bevorzugt mehr als 1000 Hz, besonders bevorzugt zwischen 1000 und 8000 Hz oder mehr als 10000 Hz beträgt.
45. Anordnung nach Anspruch 43 oder 44, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Anordnung eine elektrophysiologische Sensoreinrichtung (S_B) mit einer beliebigen Anzahl an Sensorelementen oder Messelektroden umfasst, mittels welcher vom Körper des Testsubjekts abgelesene elektrophysiologische Messsignale (EPM), vorzugsweise EKG- oder EEG-Signale, in zeitlich indexierter Folge erfassbar und an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) oder Auswerteeinrichtung (A) übermittelbar sind.
46. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 45, **dadurch gekennzeichnet, dass** die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) oder Auswerteeinrichtung (A) eine mit dieser in Datenverbindung stehende Speichereinrichtung umfasst, auf welcher ein oder mehrere Auswertelgorithmen zur Durchführung eines Analyseverfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42 hinterlegt sind, wobei die Auswertung des EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes (EPM-ID) und/oder der elektrophysiologischen Messsignale (EPM) entweder unmittelbar in der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) oder einer dieser zugeordneten Auswerteeinrichtung (A) durchführbar ist oder diese Daten an eine externe, vorzugsweise serverbasierte Auswerteeinrichtung (A) zur Durchführung des erfindungsgemäßen Analyseverfahrens übermittelbar sind.
47. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 46, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und/oder die elektrophysiologische Sensoreinrichtung (S_B) und/oder die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) und/oder die Datenkonvertierungseinrichtung (X) in einer am Testsubjekt applizierbaren, portablen Geräteanordnung kombiniert sind, wobei die vorgenannten Elemente einzeln oder miteinander integriert vorzugsweise an einem Brustgurt oder an einem Armband applizierbar oder als Smart-Watch oder als sonstiges am Körper des Testsubjekts applizierbares Wearable-Gerät ausgeführt sind.
48. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 47, **dadurch gekennzeichnet, dass** die elektrophysiologische Sensoreinrichtung (S_B) in das Gehäuse einer tragbaren elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) integriert ist und mindestens zwei, eine Gehäusewandung der elektrophysiologi-

schen Messeinrichtung (M) durchsetzende Messelektroden zur Erfassung bioelektrischer Potentialdifferenz aufweist, welche mit einer innerhalb des Gehäuses angeordneten Platine in leitender Verbindung stehen, wobei die Platine eine Prozesseinrichtung zum Empfangen und Abspeichern oder zumindest teilweisen Weiterverarbeiten der über die Messelektroden erfassten elektrophysiologischen Messsignale (EPM) aufweist.

49. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 48, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Anordnung mit einer visuellen, akustischen oder sensorischen Ausgabeeinheit (F) assoziiert ist bzw. in Datenverbindung steht, vorzugsweise in Form eines elektronischen Displays, auf welchem dem Nutzer einer oder mehrere Parameter gemäß der vorangehenden Ansprüche 1-42 ausgebbar ist.
50. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 49, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) ein Hochfrequenz-Sensor und/oder ein Sensor für elektrische und/oder magnetische Wechselfelder und/oder ein Sensor für elektrische und/oder magnetische Gleichfelder ist, wobei die Sensoren jeweils ein- oder mehrteilig ausgeführt und eine Mehrzahl an Sensorelementen umfassen können.
51. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 50, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Audio-Sensoreinrichtung vorgesehen ist, mittels welcher Schall und/oder Infraschall und/oder Ultraschall erfassbar ist und diese Schall-Immissionen in analoger Weise zu den in den vorangehenden Ansprüchen 1-42 angeführten Verfahrensschritten in einen EPM-kompatiblen Informationsdatensatz (EPM-ID) konvertierbar und in ihrem zeitlichen Verlauf mit zeitgleich erfassten neurophysiologischen Funktionsparametern (NFP) des Testsubjekts vergleichbar und korrelierende Signifikanzen detektierbar sind.
52. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 51, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Anordnung mindestens eine weitere der folgenden biomedizinischen Sensoreinrichtungen umfasst, deren Mess- und Berechnungswerte als neurophysiologische Funktionsparameter (NFP) bzw. deren Verläufe analog zu den in den vorangehenden Ansprüchen 1-42 angeführten Verfahrensschritten für einen Vergleich mit zeitgleich erfassten EMF-Verläufen, sowie vorzugsweise auch zum Vergleich mit anderen zeitgleich erfassten NFP-Verläufen bzw. hierbei auftretender Signifikanzen ($NFP - S_{1-n}$) herangezogen werden:
 - einen Foto-Plethysmographie (PPG) Sensor und/oder
 - einen Multi-Frequenz-Bioimpedanz Sensor, insbesondere zur Körperflüssigkeitsanalyse oder zur Puls-Schlagvolumenmessung oder zur Impedanz-Tomographie und/oder
 - einen Mikrozirkulations-Sensor (Laser-Doppler) und/oder
 - einen Videosensor zur Erfassung von pulsinduzierten Bewegungen an der Körperoberfläche und/oder
 - einen Schallsensor zur kontaktlosen oder körperkontaktierenden Erfassung von Körpervibrationen und/oder
 - einen Sensor zur Erfassung der von der Körperoberfläche des Testsubjekts ausgehenden Wärmestrahlung oder Mikrowellenstrahlung, vorzugsweise unter differenzierter Erfassung der Abstrahlung von mehreren unterschiedlichen Körperarealen und/oder
 - einen Sensor zur Atemgasanalyse (e-Nose) und/oder
 - eine Einrichtung zur Blutanalyse.
53. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 52, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Datenkonvertierungseinrichtung (X) als vorzugsweise steckbares Modul ausgeführt ist, welches mit der EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und der elektrophysiologischen Messeinrichtung M in Datenverbindung bringbar ist, wobei die Datenübertragung in jede Richtung sowohl drahtgebunden als auch drahtlos erfolgen kann.

54. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 53, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Datenschnittstelle (D) mehrere Datenübertragungskanäle umfasst, von welchen mindestens ein Datenübertragungskanal zur Übertragung von EMF-Immissions-Messsignalen (EMF-ME) bzw. eines aus diesen generierten EPM-kompatiblen Informationsdatensatzes (EPM-ID) vorgesehen ist, während mindestens ein weiterer Datenübertragungskanal zur Übertragung von am Organismus eines Testsubjekts gemessenen elektrophysiologischen Messsignalen (EPM) wie vorzugsweise von EKG-Signalen vorgesehen ist.
55. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 54, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Filtereinrichtung (E) mit einer beliebigen Anzahl an Filterstufen (ecg 1-n) vorgesehen ist, welche aus den von der Datenkonvertierungseinrichtung (X) an die elektrophysiologische Messeinrichtung (M) bzw. Auswerteeinrichtung (A) übermittelten Signalen ein oder mehrere definierte, insbesondere in Anspruch 19 angeführte Frequenzbänder oder Modulationsarten selektiv erfasst oder unterdrückt, wobei die Filtereinrichtung (E) vorzugsweise an der Schnittstelle zwischen der Datenkonvertierungseinrichtung (X) und der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) angeordnet oder mit der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) assoziiert oder in diese integriert ist.
56. Anordnung nach einem der Ansprüche 40 bis 55, **dadurch gekennzeichnet, dass** die ein- oder mehrteilige EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und/oder die ein- oder mehrteilige elektrophysiologische Sensoreinrichtung (S_B) in oder an einer oder mehreren Haltevorrichtungen (H) angeordnet sind, wobei die Haltevorrichtung (H) als Brustgurt oder als Armband oder als sonstiges im Wesentlichen band- oder flächenförmiges Element ausgeführt ist, mittels welchem ein Extremitätenteil des Testsubjekts umschlingbar oder welches an einem vorgesehenen Körperabschnitt applizierbar ist, wobei die Haltevorrichtung vorzugsweise aus einem zumindest teilweise elastischen Trägergewebe besteht.
57. Anordnung nach einem der Ansprüche 40 bis 56, **dadurch gekennzeichnet, dass** die ein- oder mehrteilige EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und die ein- oder mehrteilige elektrophysiologische Sensoreinrichtung (S_B) in oder an einer gemeinsamen Haltevorrichtung (H) angeordnet sind.
58. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 57, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein oder mehrere Antennenelemente der EMF-Sensoreinrichtung (S_A) zumindest abschnittsweise von einer vorzugsweise elastischen Hüllstruktur (T) umgeben und beweglich in dieser gehalten sind, wobei die Hüllstruktur (T) lösbar oder integral mit der Haltevorrichtung (H) verbunden ist und wobei vorzugsweise mindestens ein Antennenelement aus der Hüllstruktur (T) lösbar und wieder in diese integrierbar ist.
59. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 58, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und/oder die elektrophysiologische Sensoreinrichtung (S_B) in ein Pflasterelement integriert ist, welches mittels einer Klebefläche am Körper des Testsubjekts haftbar ist.
60. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 59, **dadurch gekennzeichnet, dass** die ein- oder mehrteilige EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und/oder die ein- oder mehrteilige elektrophysiologische Sensoreinrichtung (S_B) Teil eines textilen, vorzugsweise elastisch dehnbaren Kleidungsstückes wie insbesondere eines Hemdes oder einer Hose oder einer Kopfbedeckung ist und mit diesem Kleidungsstück entweder lösbar oder integral verbunden, vorzugsweise in das Kleidungsstück eingewebt oder angenietet oder angeclipst oder angenäht oder angeklebt oder mittels Klettverbindung appliziert ist.
61. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 60, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) flexible, biegbare Antennenelemente umfasst, welche vorzugsweise als Wendelantenne oder/und Dipolantenne oder/und Patch oder/und Spulen oder/und Stabantennen

oder/und mit Antennen bzw. aufgedruckten Antennen oder Sensorstruktur bestückte flexible Leiterplatten ausgeführt sind.

62. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 61, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) und/oder die EMP-Sensoreinrichtung (S_B) einen oder mehrere passive Sensoren ohne eigene Stromversorgung umfasst, welche ihre Energie aus dem zu messenden Feld beziehen und/oder welche keine eigenen Störfelder erzeugen.
63. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 62, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) maximal 10 m, vorzugsweise maximal 2 m, besonders bevorzugt weniger als 50 cm vom Körper bzw. der Hautoberfläche des Testsubjekts angeordnet ist oder direkt am Testsubjekt anliegt.
64. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 63, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) mehrere Sensor- bzw. Antennenelemente umfasst, wobei mindestens ein Sensorelement an der Vorderseite des Körpers des Testsubjekts angeordnet ist und mindestens ein weiteres Sensorelement an der Rückseite des Körpers des Testsubjekts angeordnet ist, wobei vorzugsweise auch an einem seitlichen (Arm-, Bein- oder Flanken-) Bereich des Körpers mindestens ein weiteres Sensorelement vorgesehen ist, sodass mit einer Mehrzahl an Sensorelementen von verschiedenen Richtungen an das Testsubjekt herankommende EMF-, insbesondere HF-Immissionen gemäß ihrer Einstrahlungsrichtung differenziert gemessen werden können.
65. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 64, **dadurch gekennzeichnet, dass** die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) mindestens drei, vorzugsweise mindestens vier Sensorelemente umfasst, welche EMF-Immissionen aus verschiedenen Raumesrichtungen detektieren, wobei die EMF-Sensoreinrichtung (S_A) vorzugsweise einen 360°-Radius oder eine aus drei orthogonal zueinander angeordneten Raumeskoordinaten (x, y, z) oder durch Polarkoordinaten definierte sphärische Empfangscharakteristik zur allseitigen Lokalisierung einwirkender EMF-Wirkgrößen aufweist.
66. Anordnung nach einem der Ansprüche 43 bis 66, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Datenschnittstelle (D) der elektrophysiologischen Messeinrichtung (M) einen Datenübertragungskanal umfasst, über welchen intermittierend bzw. alternierend sowohl EMF-Immissions-Messsignale (EMF-ME) bzw. ein aus diesen generierter EPM-kompatibler Informationsdatensatz (EPM-ID) als auch am Organismus eines Testsubjekts gemessene elektrophysiologische Messsignale (EPM) wie vorzugsweise EKG-Signale übertragbar sind..
67. Verwendung einer Elektrokardiogramm (EKG)- Mess- oder Auswerteeinrichtung (M) zur Erfassung von EMF-Verläufen und zur Durchführung eines Verfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42.
68. Verwendung einer EKG-Datenlogging- und/oder einer EKG-Verlaufs-Darstellungssaplikation und/oder einer EKG-Signalanalyse-Applikation zur Durchführung eines Verfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 42.

Fig.1

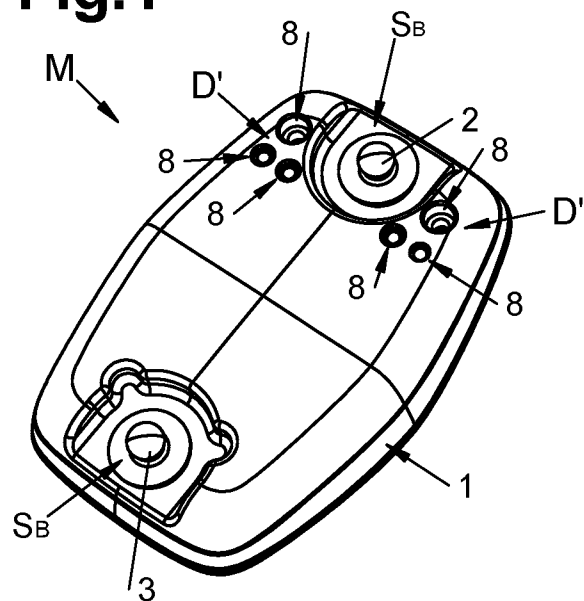


Fig.2

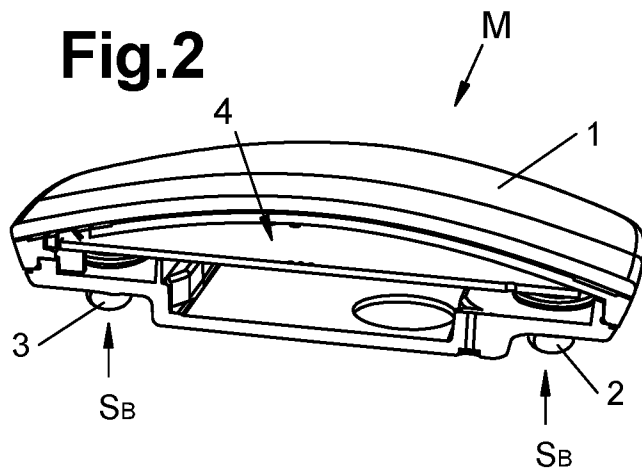


Fig.3

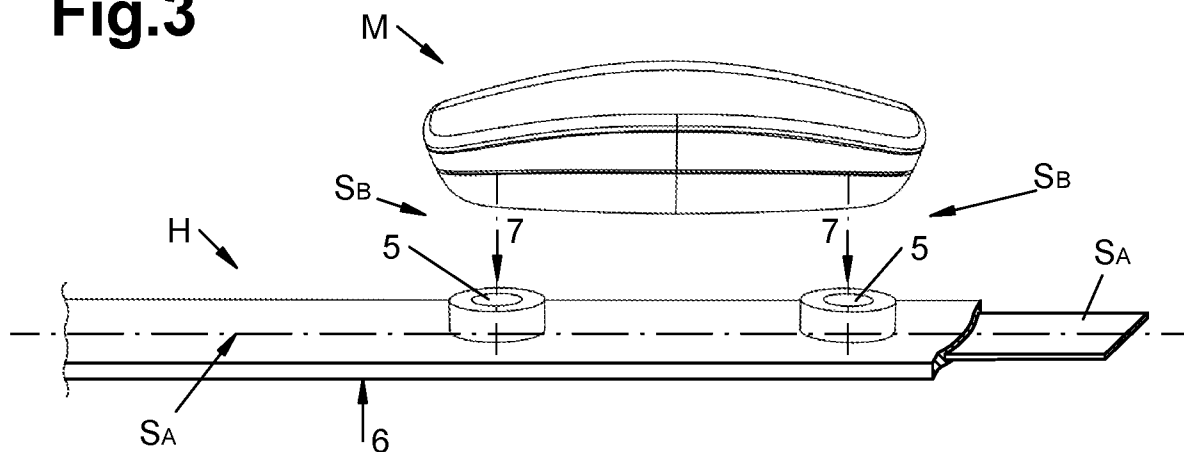


Fig.4

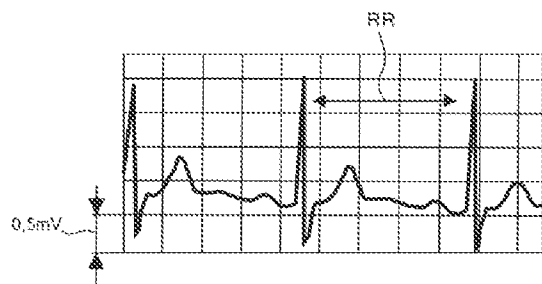


Fig.5

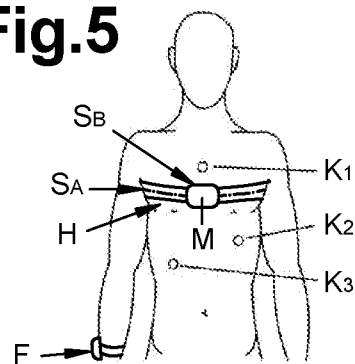


Fig.6

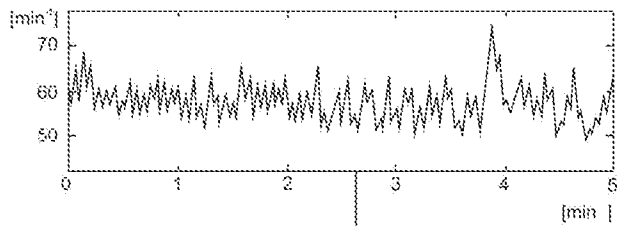


Fig.7

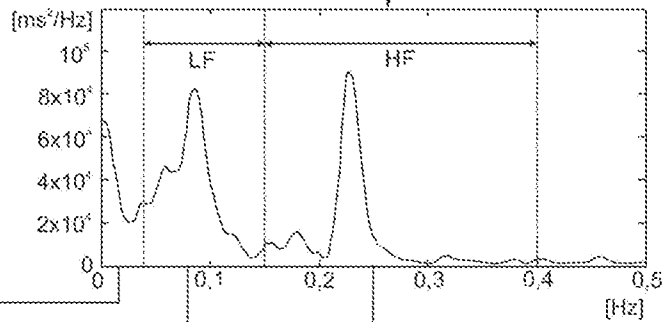


Fig.8

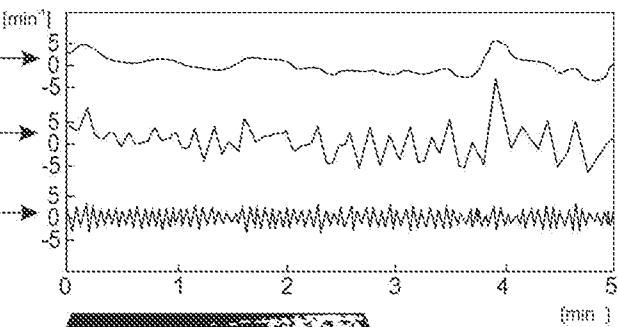


Fig.9

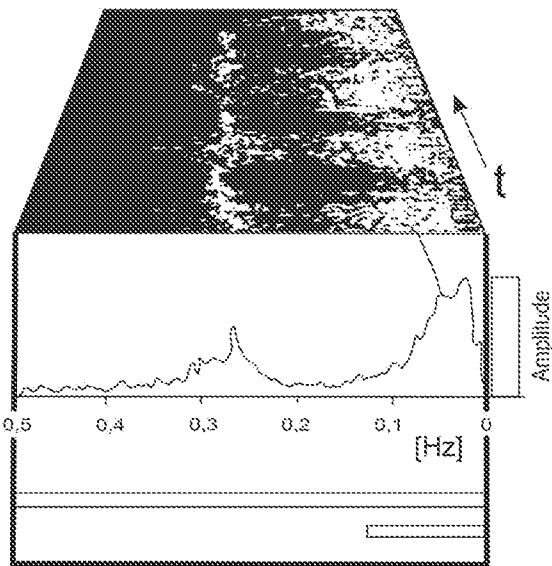


Fig.11

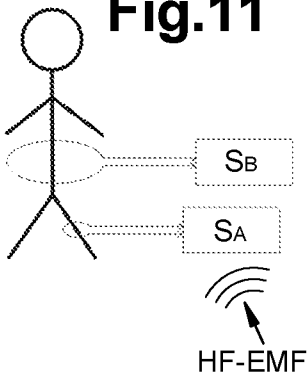


Fig.12

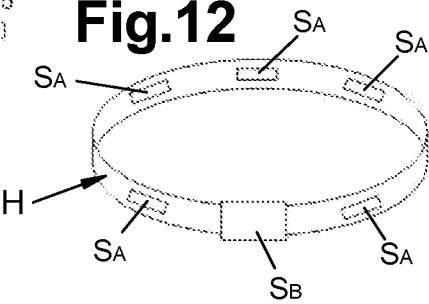


Fig.13

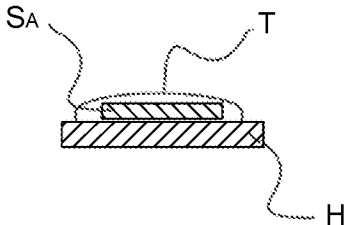


Fig.10

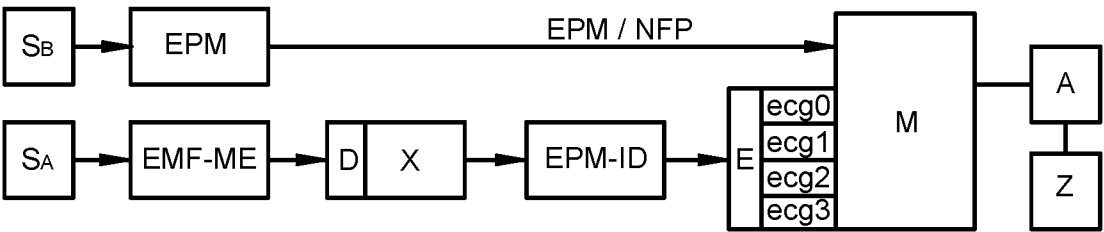


Fig.14

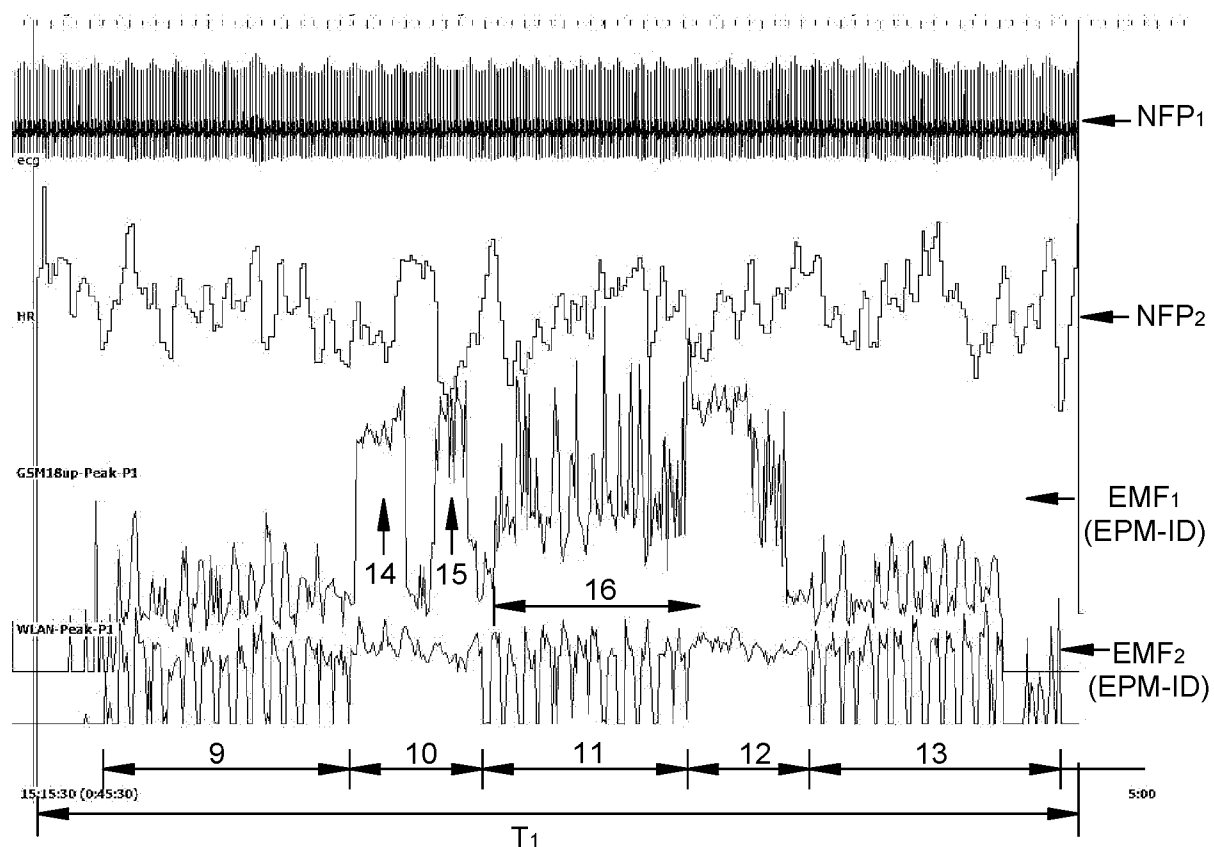


Fig.15

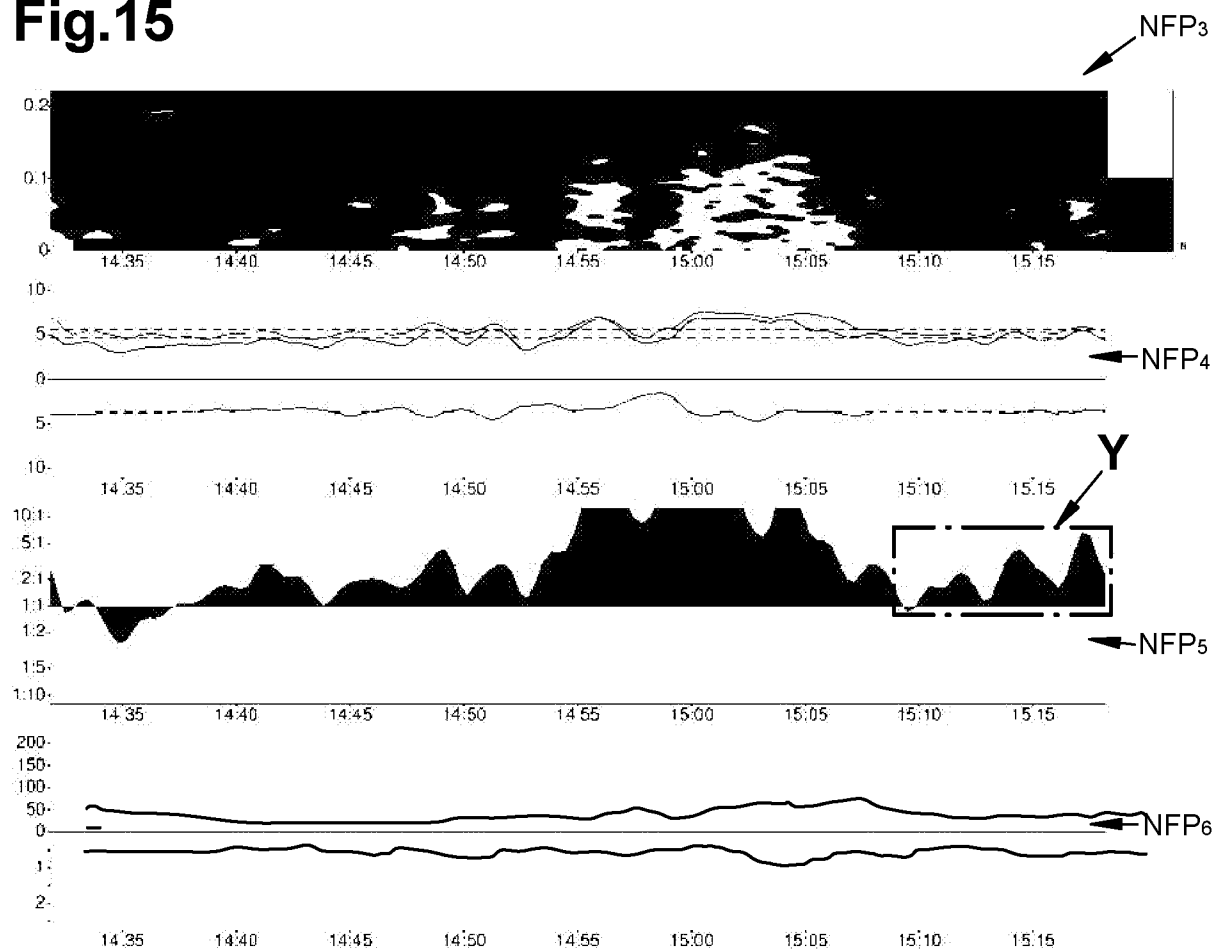


Fig.16

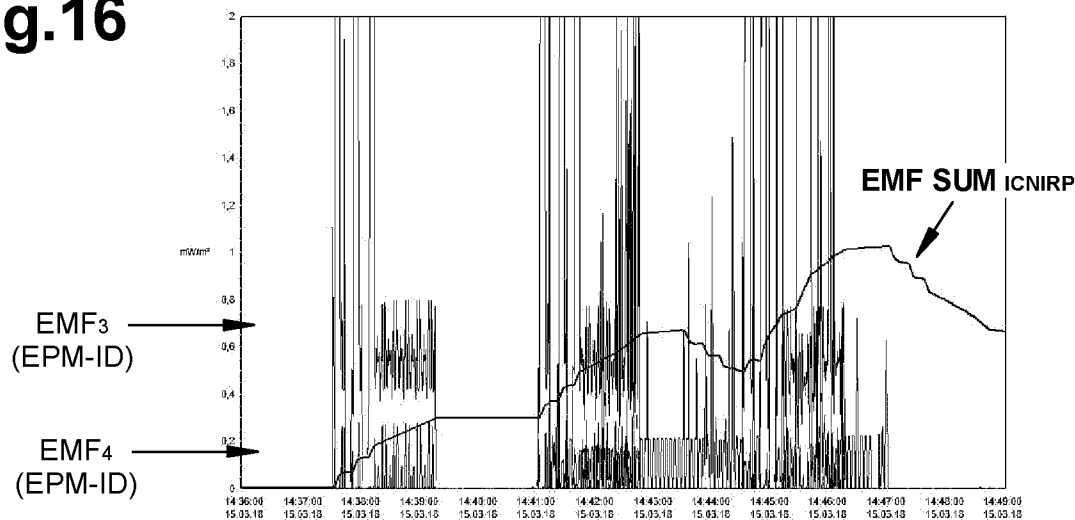


Fig.17
(Detail Y)

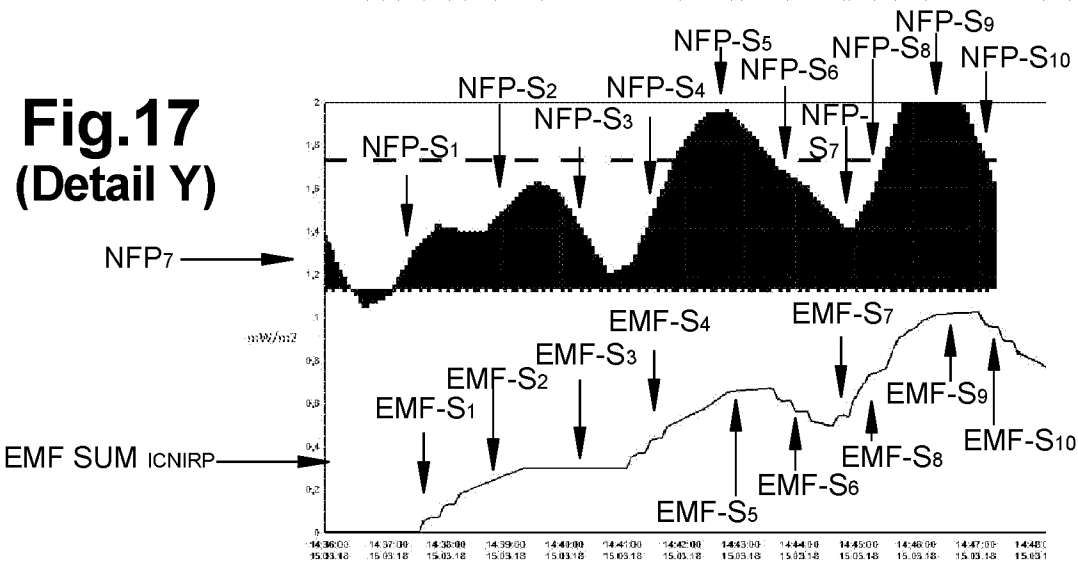
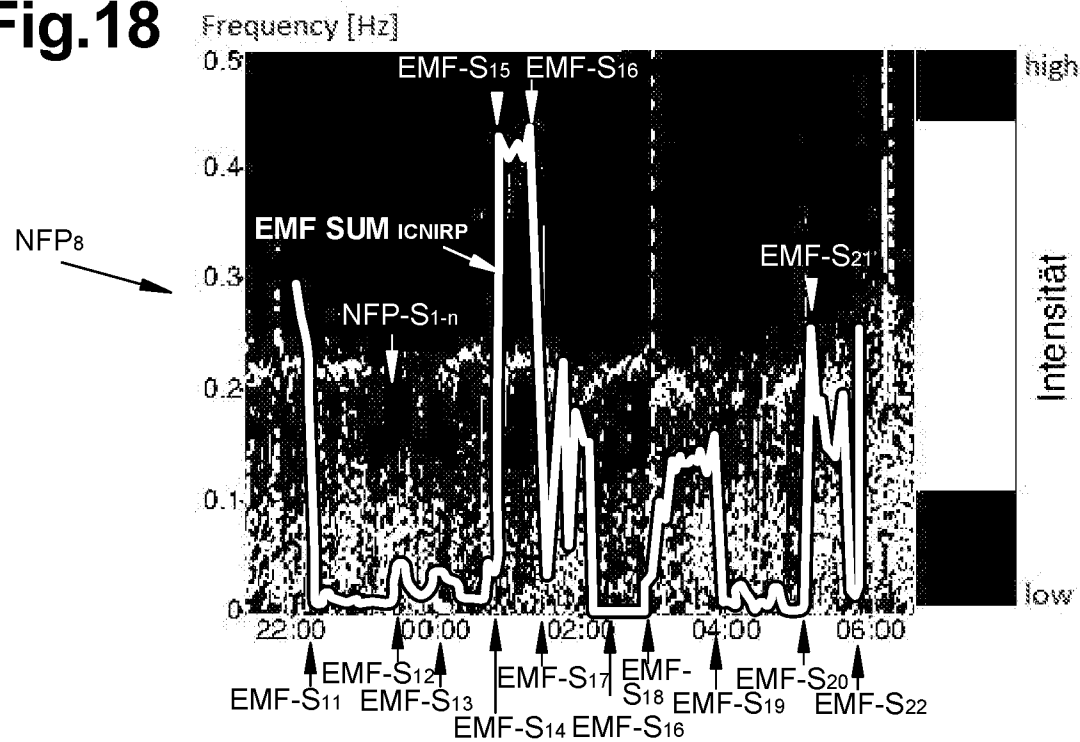


Fig.18



Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß IPC:

A61B 5/24 (2021.01); G01R 29/08 (2006.01); A61B 18/00 (2006.01)

Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß CPC:

A61B 5/24 (2021.01); G01R 29/0814 (2013.01); A61B 2018/00839 (2013.01)

Recherchierter Prüfstoff (Klassifikation):

A61B, G01R

Konsultierte Online-Datenbank:

EPDOC, WPI, TXTG

Dieser Recherchenbericht wurde zu den am 12.06.2020 eingereichten Ansprüchen 1-68 erstellt.

Kategorie ^{*)}	Bezeichnung der Veröffentlichung: Ländercode, Veröffentlichungsnummer, Dokumentart (Anmelder), Veröffentlichungsdatum, Textstelle oder Figur soweit erforderlich	Betreffend Anspruch
X	DE 102015011213 A1 (HAUSCHILD PETER R [AT], MATISSEK MICHAEL [AT]) 03. März 2016 (03.03.2016) Ganzes Dokument	1-68
X	US 2012035856 A1 (PARADIS NORMAN A [US]) 09. Februar 2012 (09.02.2012) Ansprüche 1-4, 10, 14, 19, 24, 26	1-3, 5-7, 43, 45-47, 49, 67, 68
X	US 2010191095 A1 (FELBLINGER et al.) 29. Juli 2010 (29.07.2010) Absätze [0036-38]; Ansprüche 14, 27, 34; Fig. 3	1-3, 43, 65, 67, 68

Datum der Beendigung der Recherche:

31.03.2021

Seite 1 von 1

Prüfer(in):

FUSSY Siegfried

*) Kategorien der angeführten Dokumente:

- X** Veröffentlichung **von besonderer Bedeutung**: der Anmeldungsgegenstand kann allein aufgrund dieser Druckschrift nicht als neu bzw. auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden.
- Y** Veröffentlichung **von Bedeutung**: der Anmeldungsgegenstand kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren weiteren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese **Verbindung für einen Fachmann naheliegend** ist.

- A** Veröffentlichung, die den allgemeinen **Stand der Technik** definiert.
- P** Dokument, das von **Bedeutung** ist (Kategorien X oder Y), jedoch **nach dem Prioritätstag** der Anmeldung veröffentlicht wurde.
- E** Dokument, das **von besonderer Bedeutung** ist (Kategorie X), aus dem ein „**älteres Recht**“ hervorgehen könnte (früheres Anmeldedatum, jedoch nachveröffentlicht, Schutz ist in Österreich möglich, würde Neuheit in Frage stellen).
- &** Veröffentlichung, die Mitglied der selben **Patentfamilie** ist.